Practical Adhesive Dentistry

实用口腔粘接修复技术

主编 姜婷
编者 二阶堂澈
田上顺次
刘凌宜
孔宁华



人民軍醫出版社
PEOPLE'S MILITARY MEDICAL PRESS

VISIT…

LANZAROTE Caliente.com

微信公众号
口 腔 视 频
微信搜索qzkqsp1即可关注

福利1
关注后可观看正畸、修复、种植等精彩内容

福利2
关注后领取口腔解剖病理学视频讲座全集

福利3
加入视频分享交流群，解答疑难病例，获取更多视频资源

扫二维码，关注公众号
领取更多口腔资料

责任编辑：张怡泓
封面设计：ZTSA 中通世奥图文设计 台洋

本书不同于一般性教材，着重于临床应用。作者对操作步骤进行了详细的描述，指出操作的要点和成功的关键。本书是我国口腔粘接修复技术方面第一部专著，也是我国第一部有关口腔粘接技术完整的知识体系和技术修复工艺操作的示范。

——中华口腔医学会名誉会长　张震康教授

我愿向读者推荐这本专著，希望它为我国口腔临床医生正确了解粘接材料、掌握粘接技术提供帮助。我相信对于临床口腔医生和口腔医学生来说，本书将是一本可以提供实际帮助的具有重要价值的参考书。

——中华口腔医学会会长　王　兴教授

姜婷教授的书选题很好，加之她多年潜心研究，努力临床实践，还有国外同行的帮助，使得此书既有理论，也有临床实践，图文并茂，相信会使读者大受裨益。我衷心祝愿本书出版成功！

——中华口腔医学会修复专业委员会主任委员　冯海兰教授

实用口腔
粘接修复技术

Practical Adhesive Dentistry

销售分类：口腔医学

ISBN 978-7-5091-1923-5

9 787509 119235 >

定价：138.00 元

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

实用口腔粘接修复技术

Practical Adhesive Dentistry

主编 姜 婷
编 者 二阶堂 澈 田上 顺次
刘凌宜 孔宁华

R783
JT

人民軍醫出版社
PEOPLE'S MILITARY MEDICAL PRESS

图书在版编目(CIP)数据

实用口腔粘接修复技术／姜婷编著．—北京：人民军医出版社，2008.7
ISBN 978-7-5091-1923-5

Ⅰ．实…　Ⅱ．姜…　Ⅲ．口腔矫形学－粘接　Ⅳ．R783

中国版本图书馆CIP数据核字（2008）第090968号

策划编辑：张怡泓　文字编辑：韩　志　责任审读：张之生
出 版 人：齐学进
出版发行：人民军医出版社　经销：新华书店
通讯地址：北京市100036信箱188分箱　邮编：100036
质量反馈电话：(010) 51927270；(010) 51927283
邮购电话：(010) 51927252
策划编辑电话：(010)51927285
网址：www.pmmp.com.cn

印刷：潮河印业有限公司　装订：恒兴印装有限公司
开本：787mm × 1092mm　1/16
印张：13.25　字数：225千字
版、印次：2008年7月第1版第1次印刷
印数：0001～3500
定价：138.00元

版权所有　侵权必究
购买本社图书，凡有缺、倒、脱页者，本社负责调换

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注



作者简介

姜婷　北京大学口腔医学院口腔修复科教授、主任医师，研究生导师。1983 年毕业于第四军医大学口腔医学系本科。1992 年获日本东京医科齿科大学齿学博士学位。1992−1999 年工作及定居于日本。1999 年回国进入北京大学口腔医学院口腔修复科工作。

从事口腔修复学和咬合学的医教研工作及颞下颌关节病的临床及研究工作。临床上擅长于复杂牙列缺损的咬合重建，口颌面疼痛治疗，附着体义齿修复，粘接修复等。是中华口腔医学会、国际口腔修复医师学院、国际牙科研究会会员。目前担任中华口腔医学会副秘书长兼国际交流部部长，兼任中华口腔医学杂志、口腔颌面修复杂志、国际口腔修复杂志编委或审稿专家。担任北京市海淀区医学会医疗事故技术鉴定专家库成员，担任国家自然科学基金同行评审专家。

在国际国内核心杂志发表学术论文 40 余篇，编写或翻译专著 9 部，拥有国家实用新型专利。

内容提要

粘接修复是目前口腔临床领域的一个热点，粘接材料和技术的不断发展使得许多原来不可能完成的操作成为可能。本书由国内和国际知名的口腔专家编写，他们结合自己的临床实践经验，用13章的篇幅介绍了粘接材料分类、粘接材料的选择、粘接的机制、粘接技术的发展等基础理论，以及在牙体、修复、正畸、牙周等治疗中的应用。本书内容新颖、资料翔实，结合大量精美图片，对粘接技术的临床应用有很强的指导作用，适合口腔各科医师和医学生参考使用。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

序一

缺损、缺失的牙齿以及不满意的牙齿经训练有素的口腔修复科医师治疗和修复后焕然一新，有的可以达到真假难辨，以假乱真的境界让人赏心悦目。毫无疑问，这完全要归功于各类创新牙科材料的不断问世。牙科材料对于口腔修复科医师犹如药物对于内科医师的意义，否则巧妇也难为无米之炊。一代又一代各种新型粘接材料的研制成功，使得口腔修复学可以把恢复牙齿形状和功能的目标发挥到极致，从而催生了美容牙科学。美容牙科学可以让患者在治疗牙病的同时重塑美丽而增添光彩。日益改进的粘接材料可称是牙科材料中的“万能胶”，它可以把各种类牙科修复材料和牙齿紧密结合成一个整体，使口腔修复医师的技艺可以巧夺天工。

《实用口腔粘接修复技术》一书由三部分组成。第一部分为1～4章，为基础理论和基本知识，首先全面阐述了粘接技术的原理和相关知识，然后扼要地介绍了粘接机制和关键点，同时还介绍了粘接材料发展过程。第二部分为5～7章，介绍各类粘接剂的选择和临床适应证，以及使用时操作的步骤和要点。第三部分为8～13章，这是本书的主要核心内容，详述了对不同学科中的牙齿缺损、缺失以及各种临床问题如何进行粘接修复治疗，以及在牙周病和贴面美容中的应用等。书末附有市场上常见的树脂粘接剂和树脂水门汀的类型和特点介绍，可供读者在购买和使用时参考。

本书与一般教材不同，着重于临床应用，因此作者们对操作步骤进行了详细的描述，指出操作要点和成功的关键。几乎每一步操作都配有一张图片、照片或线条图解，使读者更容易学习和理解。不少章节使用了作者自己的实际病例报告，附有修复前后效果对照照片，更能使人信服。也可以说本书是作者自己研究成果的展示。

主编姜婷是北京大学口腔医学院口腔修复科教授、主任医师和研究生导师，一直在口腔修复科的临床、教学和科研一线工作。早年在日本取得博士学位后，在著名的日本东京医科齿科大学从事口腔修复学和口腔材料学的研究工作多年后又赴美国深造。对口腔粘接材料颇有研究。姜婷教授积累了深厚的基础理论知识和丰富的临床实践经验。从本书数百篇参考文献可知她一直站在这一学科研究和实践的前沿。本书的编者二阶堂澈和田上顺次是日本口腔修复和粘接技术领域里的知名教授，刘凌宜博士和孔宁华硕士是姜婷教授指导的研究生。

本书是我国口腔粘接修复技术方面第一部专著，也是我国第一部有关口腔粘接技术完整的知识体系和技术修复工艺操作的示范。对各科口腔医师、研究生和学生都是有益的参考书。本书的出版将进一步推动口腔粘接修复技术的规范化应用，为广大患者造福。

中华口腔医学会名誉会长
北京大学口腔医学院教授 张震康

2008年3月16日

序二

20世纪90年代以来，一系列新材料、新技术的出现，使口腔医学发生着日新月异的变化，促进了临床口腔医学的进步与发展。这其中就包括粘接材料和粘接技术。国际上已经有独立的粘接修复学会，一些发达国家也相继成立这样的专业学术团体，凸显了粘接修复技术在口腔医学发展中的重要作用。

在临床口腔医学领域中，常规义齿修复、种植修复、正畸治疗、牙体牙髓治疗、牙周治疗、美容牙科等诸多学科都离不开粘接材料和粘接技术，粘接材料和粘接技术直接关系到治疗的成败与效果。曾几何时口腔医生和患者常常为各种修复体粘接的不牢靠而苦恼，然而进入20世纪90年代以后随着粘接材料和技术的发展这种情况已越来越少，医生的临床工作效率和质量因此得到极大提高。口腔医生和患者都从这一技术的发展与进步中获益匪浅。因此对于现在从业的口腔医生来说，熟悉和掌握粘接材料和粘接技术已成为必不可少的基本功。

姜婷教授送来她与同事们（其中包括两位日本学者和两位中国学者）共同编著的《实用口腔粘接修复技术》一书请我为其作序。坦率地讲，作为口腔颌面外科医生的我在这方面没有太多的发言权。但是这些年来我一直关注口腔医学的进步与发展，实实在在地感到粘接材料和粘接技术的进步对临床口腔医学的发展起到了非常重要的作用。这些给口腔医生和患者带来了诸多方便和好处。

这本专著详细介绍了各种粘接材料和粘接技术在口腔临床工作中的具体应用。其中包括各种粘接材料的特点及研究进展，粘接剂选择的标准，各种粘接修复对粘接剂的要求，在牙体牙髓缺损的粘接修复，固定义齿修复、可摘义齿修复、美容齿科中的粘接技术，牙周夹板固定中的粘接技术以及烤瓷冠崩瓷修理中的粘接技术等。作者还对市场上常见的树脂粘接剂和树脂水门汀的类型和特点作了介绍。我相信对于临床口腔医生和口腔医学生来说本书都将是一本可以提供实际帮助的具有重要价值的参考书。

我愿向读者推荐这本专著，希望它为我国口腔临床医生正确了解粘接材料、掌握粘接技术提供帮助。希望我国口腔医生能利用国际上粘接材料和粘接技术研究的最新成果，不断提高临床工作水平，造福广大患者。

中华口腔医学会会长

北京大学口腔医学院教授

2008年3月19日于北京

PDG

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

序三

欣然得知姜婷教授编写了《实用口腔粘接修复技术》一书，感慨她在繁忙的医教研工作和社会活动之余，还能勤于笔耕，这体现她对口腔医学的挚爱及孜孜不倦的努力。

粘接修复有着丰富的内涵，是现代口腔修复学的重要组成部分。随着粘接理论、粘接技术、粘接材料的不断发展，使传统的口腔修复理念和方法都得到重要的更新和补充。传统的牙体缺损修复和牙列缺损的固定义齿修复都是以强调固位形为主，粘接力为辅的理论，而粘接修复却实现了以粘接力为主的固位方式。在此理论基础上牙体预备的量和要求都与传统方式不同，不需要预备标准洞型，不需要去除所有倒凹，总而言之，就是可以少磨牙甚至不磨牙，这无疑对患者和医生都是非常好的。尽量保护口腔剩余组织的健康是口腔修复的基本原则之一，而传统的固定义齿修复是要以牺牲部分基牙的健康牙体组织为代价的，有了粘接桥修复方式，就可以减少这种代价，所以粘接修复是实现“微创修复”的基本方法。粘接修复又是实现美容修复的重要手段，当牙齿颜色不理想、形态有些微小差异时，使用瓷贴面粘接修复就可以达到非常好的效果。虽然应用粘接修复可以少磨牙，但对临床操作要求并没有降低。如果临床医生不按照粘接技术和材料要求去做，不仅修复体没有长期使用寿命，而且还会因粘接剂残留、悬突等问题，使基牙牙周受到损害。总之，对于粘接修复有很多新理论、新技术需要大家不断地学习。

姜婷教授的这本书选题很好，加之她多年潜心研究，努力临床实践，还有国外同行的帮助，使得此书既有理论，也有临床实际，图文并茂，相信会使读者大受裨益。我衷心祝愿这本书出版成功！

中华口腔医学会修复专业委员会主任委员
北京大学口腔医学院教授 冯海兰

2008年3月28日

前言

树脂粘接材料的发展使人们对口腔修复的未来充满了向往。口腔粘接修复所反映的最重要理念就是微创修复，它的目的是在对牙体牙髓组织产生最小程度的破坏的基础上进行固定修复。粘接修复还体现在牙科美学性修复中，美学性修复离不开粘接修复的手段。

口腔修复学的发展依靠三大支柱：修复体设计的理念和理论体系、材料、及技术。粘接修复在这三个方面均有突破，促进了修复学的发展。粘接修复的领域在不断扩大，临床适应证越来越广泛，能够解决的临床问题越来越多，临床效果也确实得到了提高。粘接修复的发展离不开粘接基础理论的深入研究和新材料、新技术的开发和成熟，这是口腔医学界产学研共同努力的结果。口腔粘接学的内容涉及到了口腔多个专业学科包括预防、牙体保存、牙体牙列修复的多个方面，逐渐形成了多专业结合的、互相促进的、既有综合性又各具专业特色的、相对独立完整的新学科。国际上已经有些国家成立了以口腔粘接学为中心的学会和组织，有关口腔粘接学的国际性学术活动也非常活跃，学术交流内容丰富。为了集中交流口腔粘接学方面的基础研究和临床应用成果，国际牙科粘接技术大会已经举行了两次，每次都有近千名学者参会，第三次国际牙科粘接技术大会将于今年九月在我国的古城西安举行。在我国，口腔粘接学正处于一个蓬勃发展的阶段。

本书的出版如果能成为我国口腔粘接修复发展的一个见证，作者将十分荣幸。本书以牙体、牙列修复为重点，介绍了粘接修复所涉及到的基本粘接面和粘接材料的知识、各种粘接修复的适应证、各种粘接技术应用的步骤和特点、粘接材料临床选择时的要点等内容。本书力争做到论述详细、清晰、易懂、图文并茂、结合实际，体现出科学性强、实用性强、可视性强、时代性强的特点。

这本书的写作起因于我的口腔粘接修复的讲座。长期以来我已经形成了关心口腔新材料和新技术的习惯。从1999年回国在北京大学口腔医学院工作以来，一直以粘接修复为主题给本科生和研究生上修复提高课或专业课，有时也在以全科口腔医师为对象的继续教育学习班上讲这个话题。粘接修复是以临床应用为主的新兴实用性科学，而临床应用是它的核心。学生们听得兴致盎然，课后经常向我索要粘接修复的参考书目录。国内现有的关于粘接修复的书不多，前辈的著作中四川大学口腔医学院的陈志清教授出版过口腔粘接学的专著，北京大学口腔医学院的徐恒昌教授出版的口腔材料学中对粘接修复的基础理论进行了精彩的叙述。但是以临床应用为重点的参考书还为数不多，尤其缺乏结合临床病例照片的专著。

本来想把讲座内容简单地归纳后编成书籍，于是申请了人民军医出版社的特邀专著项目，结果开始写作后已不能简单了事，在二阶堂副教授、田上教授、刘凌宜博士和孔宁华硕士的协作下，完成了这本约40万字、300幅图片的著作。本书作者中，刘凌宜和孔宁华是我负责培养的研究生；田上顺次是我上研究生时期的授课老师，现任日本东京医科齿科大学齿学部部长；二阶堂澈是我研究生时期的师兄，现任日本东京医科齿科大学齿学部牙体保存科副教授，他们两人均是口腔粘接领域很有影响的研究学者和临床专家。本书内容中，第1章修复材料中的复合树脂、第2章粘接材料分类的前半部分和第3章树脂粘接剂和各种粘接面的粘接机制的前半部分为刘凌宜医师所编写；第3章中树脂粘接剂和瓷的粘接及树脂粘接材料的牙髓安全性研究的大部分为孔宁华医师编写；第4章树脂粘接剂的发展中以材料的发展为主线的部分为田上顺次教授所编写。第8章中牙体缺损修复中直接树脂修复的大部分和直接法固定桥修复病例为二阶堂澈教授所编写。其余大部分为主编本人独立完成。临床病例照片中除标明为引用的之外均为本人亲自完成的病例。

本书的完成得到了许多同仁无私的大力支持。北京大学口腔医学院病理科高岩教授慷慨的让我挑选他精心保留的精美牙体组织图片。北京大学口腔医学院修复科佟岱主任医师提供了两个完整的崩瓷修

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

复病例照片。我带出的博士研究生江青松医师（现任北京安贞医院口腔科副主任医师、硕士生导师）和李健医师（现任北京大学口腔医学院修复科主治医师）尽力为我提供了所需的图片。博士生吴敏节医师（现任职于北京大学口腔医学院第二门诊部）积极帮助正在做研究的师弟师妹们收集研究材料和标本。另外，还要提到我的另一位硕士研究生林宝山（现就职于北京东直门医院口腔科），是他研制出了国内第一台冷热循环咀嚼模拟疲劳实验机并获得专利，使我们的许多研究得以开展，并为北京大学口腔医学院修复科其他研究生导师甚至其他口腔医学院校培养的研究生提供了有效的进行疲劳实验的研究手段，完成了大量的临床前修复体强度及粘接强度等的模拟研究。没有这些老师和学生们的鼎力相助，不可能完成这本书，在此我要向他们表示深深的谢意，并以有他们这样的老师、同事和学生而感到十分幸运。

感谢我十分尊敬和钦佩的中华口腔医学会名誉会长张震康教授、中华口腔医学会会长王兴教授、中华口腔医学会修复专业委员会主任委员冯海兰教授为这本书作序。是他们坚定了我回国报效祖国的决心，这些年来，也是这些前辈和老师给予了我深切的关怀和有力的支持，使我在回国后的踌躇中找到了前行的道路，在北京大学口腔医学院和中华口腔医学会的大舞台上施展自己的才能。他们深厚的科研能力、杰出的教学水平、高超的医疗技术、宽大的胸怀、对整个口腔医学事业的高瞻远瞩，都为我们树立了榜样。

感谢人民军医出版社的大力支持，感谢姚磊副总编、国际口腔医学出版中心张怡泓主任和韩志编辑等人的辛劳工作，使本书得以顺利出版。

还要感谢我的家人和孩子，他们是我最坚强的后盾。多年来，由于我繁忙的工作，在时间上和关爱上对他们亏欠太多，但他们却没有丝毫怨言而总是自觉地支持我。

由于时间关系和自身水平所限，这本书的文字写作和病例照片的收集中存在许多不足，也难免有一些纰漏。希望读者们多提宝贵意见以利于作者以后改正。我很乐意于通过电子邮件和读者们交流。

衷心希望本书能带给读者们确实有益的收获，祝愿我国口腔粘接学有一个光明的未来。

北京大学口腔医学院教授 姜婷

2008年3月16日于北京

目 录

第 1 章 粘接修复的常见粘接面 1
一.牙齿表面结构 /2
二.修复材料 /6

第 2 章 粘接材料的分类 15
一.氧化锌丁香酚水门汀 /17
二.磷酸锌水门汀 /18
三.聚羧酸锌水门汀 /19
四.玻璃离子体水门汀 /20
五.树脂强化玻璃离子体水门汀 /21
六.树脂粘接材料 /22

第 3 章 树脂粘接剂与各种粘接面的粘接机制 31
一.树脂粘接剂和牙釉质的粘接 /32
二.树脂粘接剂和牙本质的粘接 /32
三.树脂粘接剂和金属的粘接 /34
四.树脂粘接剂和银汞合金的粘接 /35
五.树脂粘接剂和瓷的粘接 /35

第 4 章 树脂粘接剂的发展 39
一.酸处理的导入和粘接性单体的开发 /40
二.预处理剂的导入 /41
三.自酸蚀预处理剂的开发 /41
四.一步法材料的开发 /42
五.去除预处理剂 HEMA 成分（HEMA Free）的趋势 /42
六.操作步骤的简化 /42

第 5 章 树脂粘接剂的优点及临床操作步骤 45
一.粘接强度高 /46
二.边缘封闭性好 /46
三.具有边缘充填效果 /47
四.美观性好 /47
五.具有广泛的临床应用适应证 /47
六.树脂粘接系统粘接修复体的操作步骤 /48

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

目 录

第 6 章 树脂粘接剂的选择标准 49
一. 粘接强度和耐久粘接强度 /50
二. 牙髓安全性 /56
三. 操作性 /60

第 7 章 各种粘接修复对粘接剂的要求 61
一. 固位形不良金属冠的粘接 /62
二. 根内修复体（桩核）的粘接 /62
三. 粘接固位固定义齿（粘接桥）的粘接 /62
四. 牙周夹板的粘接 /63
五. 硅酸盐瓷贴面的粘接 /63
六. 硅酸盐全瓷冠的粘接 /64
七. 瓷嵌体的粘接 /64
八. 氧化铝氧化锆瓷的粘接 /64
九. 近髓时的粘接 /64

第 8 章 树脂粘接剂在牙体缺损修复中的应用 65
一. 直接树脂充填 /66
二. 牙釉质表面饰色及树脂贴面 /82
三. 嵌体和高嵌体的粘接 /84
四. 固位形不良全冠的粘接 /89
五. 桩核的粘接和树脂核的成形 /90
六. 牙体缺损的其他粘接治疗 /113

第 9 章 树脂粘接剂在粘接固位固定义齿中的应用 115
一. 粘接固位固定义齿的分类 /116
二. 粘接固位固定义齿的临床成功率 /128

第 10 章 树脂粘接剂在美学修复中的应用 129
一. 瓷贴面的粘接 /130
二. 全瓷冠和全瓷固定义齿的粘接 /143

第 11 章 树脂粘接剂在松动牙牙周夹板固定中的应用 153
一. 可摘夹板固定 /154
二. 铸造金属夹板粘接固定 /154
三. 玻璃纤维增强复合树脂夹板粘接固定 /155
四. 直接粘接固定 /155

第 12 章　树脂粘接剂在烤瓷冠崩瓷修理中的应用 159
一．烤瓷冠崩瓷的原因 /160
二．烤瓷冠崩瓷后的处理 /160

第 13 章　树脂粘接剂在可摘义齿修复中的应用 167
一．覆盖义齿中根上附着体的粘接 /168
二．可摘义齿金属支架上的粘接 /179

附录　市场上常见树脂粘接剂和树脂水门汀的类型和特点 181

参考文献 185

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

第1章

粘接修复的常见粘接面

- 各种牙体组织的结构特点和粘接性能
- 各种常见修复材料的组成和粘接性能

粘接力是胶粘剂与被粘接物表面之间界面上的连续作用力或结合力，它包括机械嵌合力、分子间力（范德华力和氢键）和化学键力。

粘接技术是借助胶粘剂在固体表面产生的粘合力，通过粘接将同种或不同种材料牢固地连接在一起。

口腔医学中的粘接学是研发、利用高分子有机粘接材料和技术，进行龋齿预防、牙体及牙列缺损修复、松动牙粘接、正畸粘接等牙科治疗的学科。

粘接修复是将各种材质的修复材料通过粘接材料固定到牙齿表面结构或其他修复材料上以达到修复或治疗效果的技术。

粘接修复中常见的修复材料及各种被粘接的牙齿表面结构如图 1-1 所示。

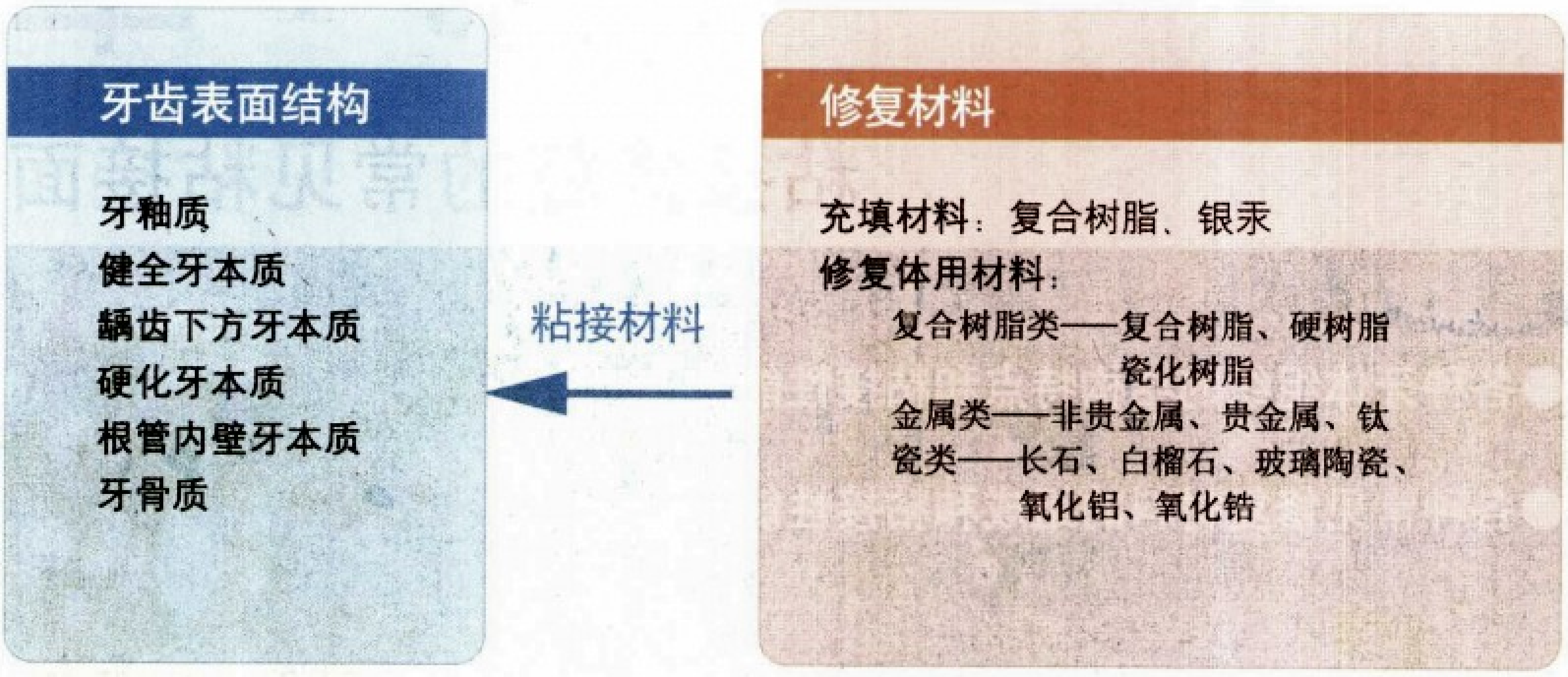


图 1-1 粘接修复的常见被粘面

一.牙齿表面结构

(一)牙釉质(图 1-2)

牙釉质是人体内最坚硬的组织，被覆于牙冠部牙本质外。其主要成分为磷酸钙的结晶——羟基磷灰石，占体积的 95%。它的有机成分非常少，包括少量几种蛋白质（包括釉基质蛋白）、微量碳水化合物、脂质和水。牙釉质的构造表现为从牙釉质牙本质交界处到牙釉质表面的釉柱，釉柱在牙釉质表面下呈垂直排列，到达牙釉质牙本质交界附近排列变得复杂。釉柱直径平均 5μm，越接近牙釉质表面越粗，其分布密度约为每平方毫米 4 万多根。牙釉质内无细胞结构，缺损后不能自行修复。

牙釉质是粘接固位固定义齿（俗称粘接桥）、松动牙粘接固定、美学性贴面修复、正畸装置粘接等处置时的主要粘接牙面。牙釉质和树脂之间的粘接技术已经比较成熟，可以达到较高的粘接强度。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

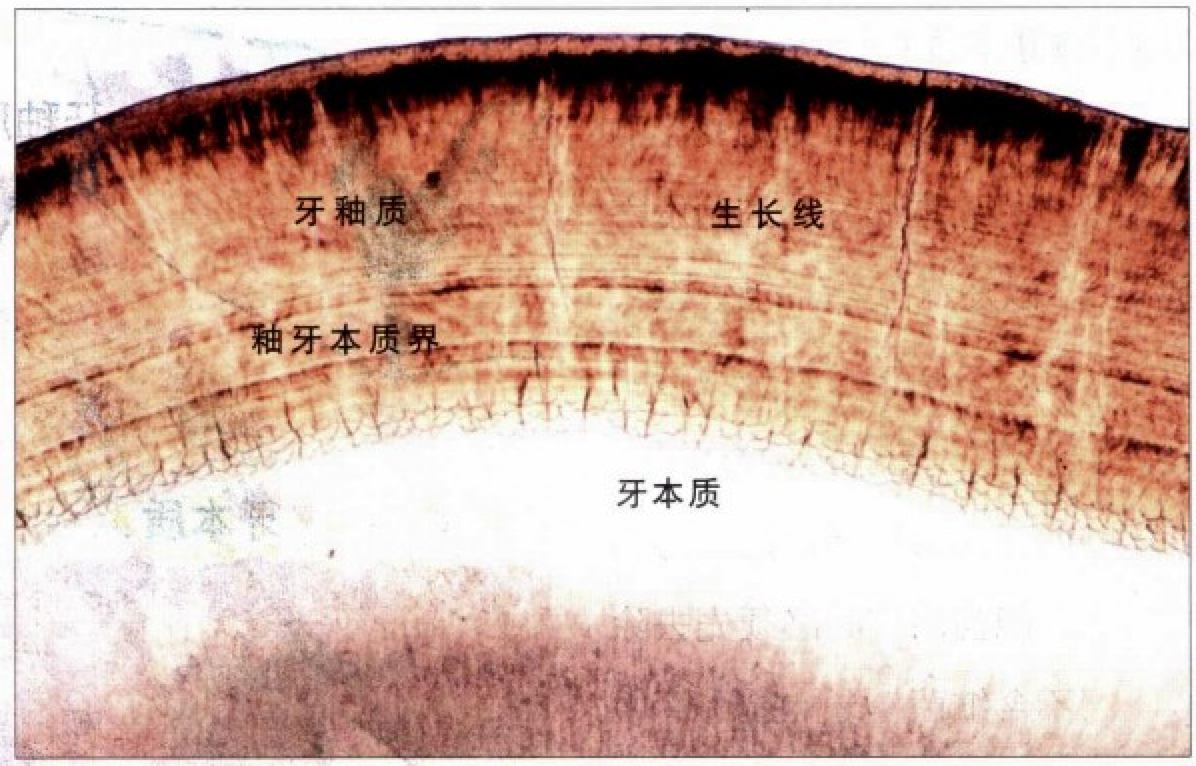


图 1-2 牙釉质表面结构(北京大学口腔医学院高岩教授提供图片)

(二)健全牙本质(图 1-3)

牙本质是牙齿的主体结构，也是粘接修复中最常见的牙齿结构。牙本质的构造和牙釉质有很大区别。牙本质的 20% 由胶原纤维组成，其余 70% 为羟磷灰石，含磷酸钙等无机盐类，另含有 10% 的水分。胶原纤维呈规则走行并互相交织，其上有羟基磷灰石结晶沉着。牙本质内有直径 1～3μm 的牙本质小管，由牙髓腔外层起呈放射状分布到整个牙釉质牙本质交界处。越接近牙髓腔，牙本质小管越多。接近牙釉质牙本质交界处的牙本质小管的密度为每平方毫米 2 万根，牙本质深处为每平方毫米 4.5 万根。牙本质小管中有位于牙髓腔内的成牙本质细胞的突起和组织液。组织液受内外组织压力的影响，有流动性。

牙本质是最常见的粘接界面，牙体上和嵌体、全冠等修复体发生粘接的多数在牙本质上，但是牙本质的树脂粘接强度低于牙釉质。

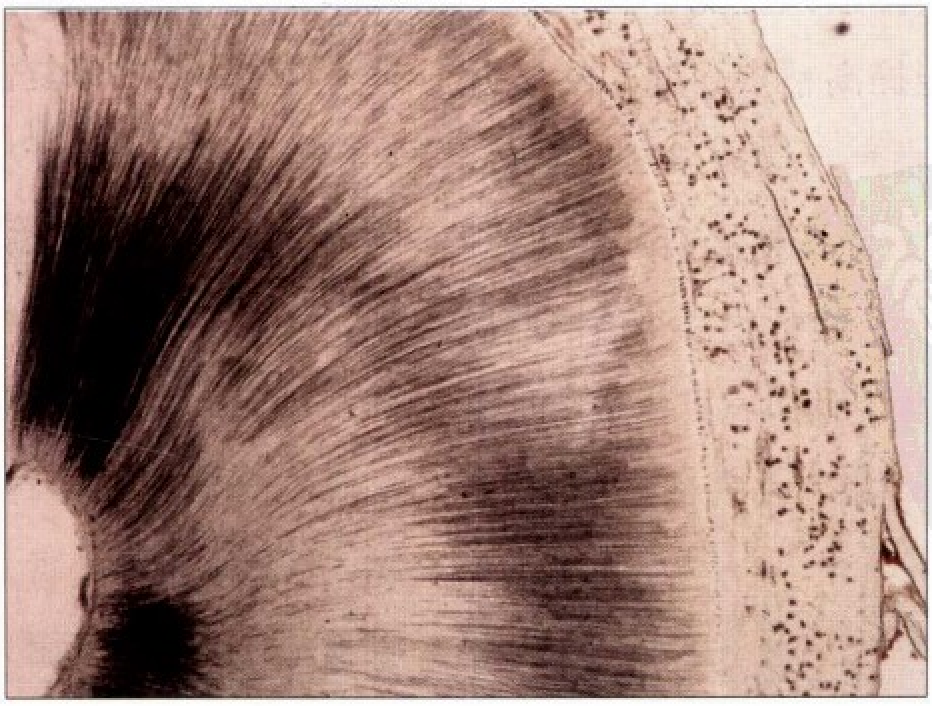


图 1-3 健全牙本质结构(北京大学口腔医学院高岩教授提供图片)

(三)龋齿下方牙本质（图 1-4）

龋齿下方牙本质是龋齿下方的受影响牙本质。龋齿下方的牙本质分为细菌侵害层，又叫混浊层，以及不含细菌的软化层，又叫透明层。软化层的结构特点呈现透明状。混浊层内含大量细菌，表现为变色、脱钙、质软、胶原纤维被破坏。此层为不能再钙化的组织，龋齿治疗时必须先去除干净。而透明层不含细菌，牙本质小管中充满结晶性的钙化物，将牙本质小管封闭，属于机体防御反应。胶原纤维的框架没有改变,可再钙化，应该保留。浅龋或中龋的透明层之下为健康牙本质。临床上可使用龋齿染色检测液(caries detector)对牙本质层加以鉴别区分。染色的牙本质属于必须去除的细菌侵害层，不染色的透明层和健康牙本质应该得到最大限度的保留。透明层的管间牙本质的结晶构造受到细菌产酸的影响发生了变化，致使透明层的硬度低于健康牙本质。临床上龋齿下方牙本质粘接的情况较为常见，但是透明层的结构和组成变化使其粘接强度低于健康牙本质。需要选用能提高粘接强度的粘接方法，如提高酸蚀时间，使用经典3步法（酸蚀、表面预处理、涂抹粘接剂）粘接等，但是这些提高粘接强度的方法又恰恰增加了对牙髓的刺激性，所以在具体使用时要慎重选择对牙髓刺激性小的粘接系统。

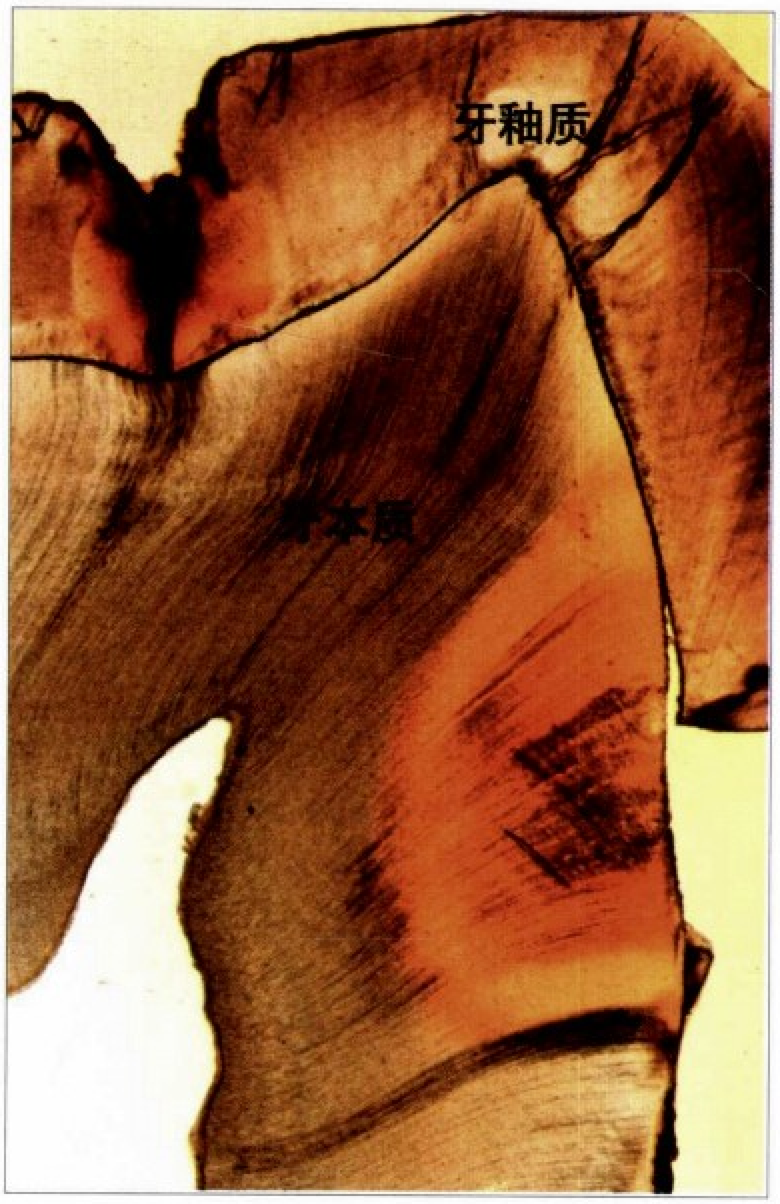


图 1-4　龋齿下方牙本质结构（北京大学口腔医学院高岩教授提供图片）

(四) 修复性牙本质(图 1-5)

临床上常见殆面明显磨耗达深层牙本质的情况及牙颈部楔形缺损，这时，其下方的牙本质常常表现为硬化牙本质。硬化牙本质也是一种修复性牙本质，属于牙髓组织的防御性反应。机体试图形成阻挡屏障，保护成牙本质细胞不受外界刺激的破坏。修复性牙本质的结构不同于正常牙本质，牙本质小管数量少，行走方向弯曲，形态不规则。牙本质小管中充满钙化结晶，堵塞牙本质小管。牙本质通常呈现出较强的透明性，表面光滑质硬。硬化牙本质的粘接强度明显下降，如果不注意选择

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

粘接方法和材料，则容易发生充填体的脱落或修复体边缘的微渗漏。对于硬化牙本质的粘接性能，有不少研究显示，适当延长磷酸酸蚀时间、采用激光酸蚀等方法，可以提高粘接强度。粘接系统的使用，要尽量选择经典的 3 步法或 2 步法预处理及粘接材料。

糊剂的渗入和聚合。所以在桩的根管预备时，必须彻底去除充填糊剂，并用乙醇和水流反复清洗根管壁。在粘接桩前需要清洁根管并进行干燥。



图 1-5 修复性牙本质结构（北京大学口腔医学院高岩教授提供图片）



图 1-6 根管内壁牙本质结构（北京大学口腔医学院高岩教授提供图片）

(五)根管内壁牙本质(图 1-6)

经过根管治疗的牙体缺损修复时经常需要先进行桩核修复。各种材质的桩（非贵金属、金合金、钛合金、玻璃纤维、石英、瓷等）需要粘接在根管内壁牙本质上。

根管内壁和牙髓组织密切相连，成牙本质经胞突伸入到牙本质小管中。从髓腔往外有前期牙本质，修复性牙本质和原发性牙本质。

根管内壁的牙本质小管潮湿，有许多侧支根管口，粘接强度容易受到影响。经过根管治疗后，前牙本质有可能被去除，根管壁有可能残留各种治疗药物和填充材料，如丁香油、牙胶糊剂，影响树脂粘接

(六)牙骨质(图 1-7)

牙骨质为覆盖在牙根的牙本质表面的骨样组织，也可以认为是牙周组织的一部分，借牙周膜纤维和牙槽骨相连接。

牙骨质富于细胞结构，表面潮湿，粘接强度低下。

临床上牙根暴露牙的颈部及牙根面缺损的树脂充填，常常涉及到牙骨质表面的粘接。由于粘接强度较低，容易造成充填体或表面修复体的脱落。根面暴露后尤其是下颌切牙的根面暴露，颜色发暗，影响前牙美观效果。用树脂贴面或瓷贴面遮盖，粘接效果均不持久，临床上仍然没有非常好的修复方法。

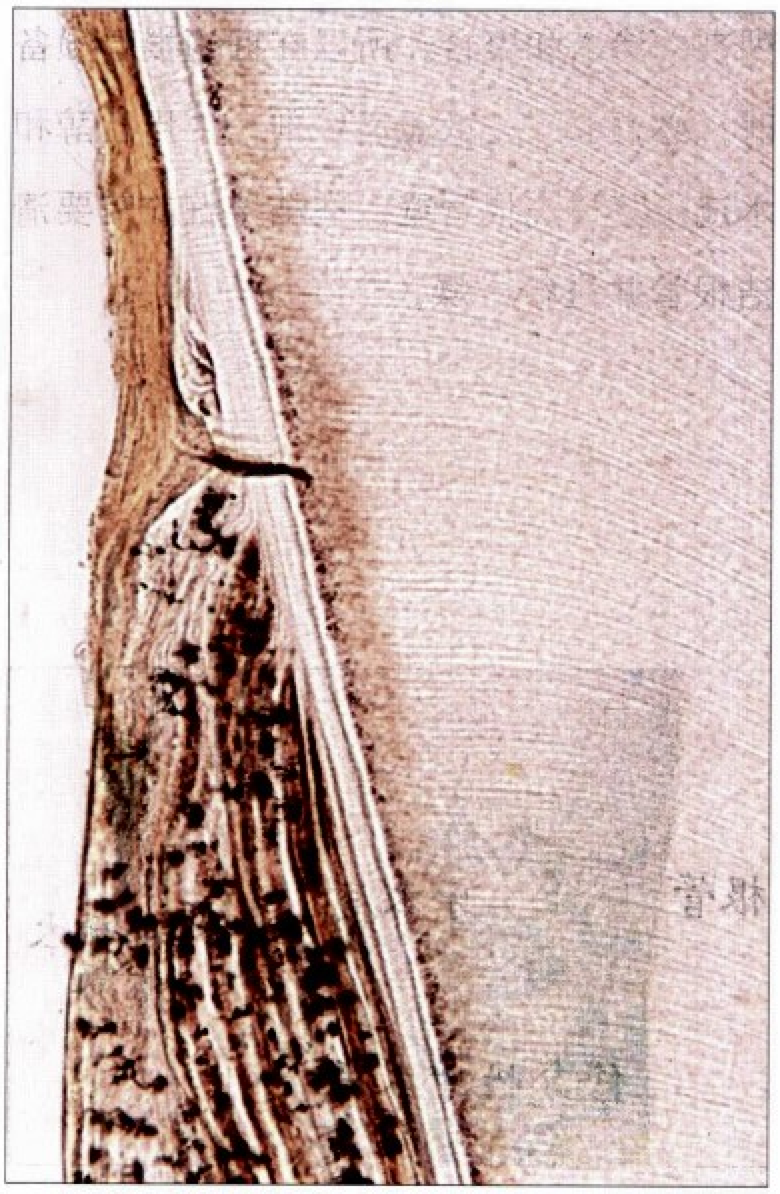


图 1-7 牙骨质表面结构（北京大学口腔医学院高岩教授提供图片）

二.修复材料

(一)复合树脂类

1.复合树脂 复合树脂是由有机树脂基质加入经过表面处理的无机填料和引发体系复合而成的修复材料(表 1-1)。

（1）树脂基质：树脂基质由基础树脂和稀释剂组成，现在应用最广泛的基础树脂是2，2-双[(2-羟基-3-甲基丙烯酰氧基-丙氧基)对苯基]丙烷{2, 2-bis[4 (2-hydroxy-3methacryloyloxy-propyloxy) -phenyl] propane}，俗称双酚 A 双甲基丙烯酸缩水甘油酯(bisphenol A glycidyl dimethacrylate，Bis-GMA)。最常用的稀释剂是双甲基丙烯酸二缩三乙二醇酯，俗称双甲基丙烯酸三甘油酯(triethylene glycol dimet-hacrylate，TEGDMA)。

表 1-1 复合树脂的基本组成

组成		成分	作用
树脂基质	基础树脂	Bis-GMA/UDMA 等	使材料成形且具有一定强度
	稀释剂	TEGDMA 等	调节材料的稀稠度，以增加填料量
无机填料	填料颗粒	胶体 SiO_2、玻璃、石英等	增强材料的强度、模量、硬度
	偶联剂	有机硅烷	增强无机相和有机相的结合
引发系统	化学固化型	BPO+DHET	产生自由基，引发加成聚合反应
	光固化型	CQ+胺+光照	
其他成分	阻聚剂	2.6-二叔丁基对甲苯酚	防止材料的预聚合
	着色剂	金属氧化物	调节材料的色泽

引自：徐恒昌《口腔材料学》表 13-2

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

（2）无机填料：复合树脂中无机填料的作用是增加复合树脂的刚性、硬度、强度，减小热膨胀系数及聚合收缩率等。填料的粒度大小、粒度分布、折光指数、在树脂中所占的体积百分比、X 线阻射性以及硬度等都会对复合树脂的性能有很大影响。

根据填料粒度的差异，又将复合树脂分为三类：

①大颗粒型（macro filled composite resin）：又称传统型复合树脂（traditional composite）。填料量质量占总质量的 70% 以上或体积占总体积的 60%～65%。其填料粒度分布较广，粒度较大，平均粒度直径为 20～30 μm，甚至可达 50 μm。这种材料耐磨性较差，易着色，且表面粗糙，因此现在已经很少使用。

②超微填料型复合树脂（micro filled composite）：也被称为第二代复合树脂。使用胶体 SiO_2 作为无机填料。填料粒度直径为 0.04～0.4 μm。但因为这种填料的表面积比大（约 $50m^2/g$），所以树脂中填料含量很小，只有总质量的 35%～60%。为了增加该材料的填料量常用经硅烷处理过的胶体 SiO_2 有机填料（organic filler），使树脂的填料量达到总质量的 80%。超微填料型复合树脂表面光洁度高，美观性能较好，常用于修复光滑面的缺损（Ⅲ、Ⅴ类洞及龈下区）。但因其无机填料含量较低，机械性能较差，而有机填料与树脂基质结合强度较低，修复体会发生片状剥脱。

传统型和超微型复合树脂均没有 X 线阻射性。

③混合填料型复合树脂（hybrid composite）：由平均粒径为 1～5 μ m 的小颗粒（占 85%～95%）和超微填料（占 5%～15%）组成，填料含量可达总质量的 80% 以上。因此该材料不但具有高于传统型复合树脂的物理机械性能，而且有较好的表面光洁度。所以，该材料既可以用于后牙承力区，又可以用于前牙的美观修复。在混合填料型复合树脂中经常加入含重金属盐的玻璃粉，因此复合树脂具有适当的 X 线阻射性（radiopacity）。按照填料粒度的大小，可以将产品分为小粒子混合填料型（microhybrid）（平均粒度为 0.7～3.0 μ m），和大粒子混合填料型（macrohybrid）（平均粒度为 3～5 μ m）复合树脂。

在树脂基质中加入填料之前，要对填料进行活化处理，目的在于使无机填料和有机树脂基质牢固地结合在一起，当材料受力时，应力即可以在基质和填料中均匀地传递，从而起到增强的效果。通常使用耦联剂对无机填料表面进行处理。耦联剂是一种双功能分子（difunctional molecule），它既能与无机填料表面的羟基反应形成硅氧键；又能与树脂基质发生聚合反应，进而把两种物质结合在一起。最常用的耦联剂是有机硅烷类耦联剂（organic silane），如 γ - 甲基丙烯酰氧丙基三甲氧基硅烷（γ - methacrylixypropyl trimethoxy silane，γ - MPS）。使用耦联剂可以增强材料的物理

机械性能，防止水分子沿填料和树脂的界面渗入，提高材料的水解稳定性。

（3）固化体系：复合树脂是由自由基加成聚合反应固化成形的。该反应可以由化学活化系统引发，也可以由光或热引发。根据固化体系的不同，可将复合树脂分为三类：化学固化型复合树脂（chemical curing composite）、光固化型复合树脂（light curing composite）、双重固化型复合树脂（dual-curing composite）。

① 化学固化型复合树脂：一般为粉/液双糊剂型，一种糊剂中含有过氧化物引发剂，最常用的是过氧化苯甲酰（benzoperoxide，BPO），含量约为1%；另一种糊剂中含有叔胺促进剂，最常用的是N，N’-二羟乙基对甲苯胺（N，N’-dihyroethyl-P-toluidine，DHET）。使用时将两种糊剂均匀调和，引发剂和促进剂发生氧化还原反应可以迅速分解产生自由基，在室温下即可引发单体的聚合反应。但是化学固化型复合树脂在调和时会有气泡混入，因此固化后的孔隙率达2%～5%，同时由于氧气对聚合反应的抑制作用，气泡周围的树脂聚合不全，影响了复合树脂修复体的性能；而且双剂型调和后反应即开始，不能控制工作时间，因此现在这种材料的应用逐渐减少。

② 光固化型复合树脂：一般为单糊剂型，含有树脂基质、填料和光引发剂等成分。光引发体系由光敏剂（photo sensitizer，photo initiator）和促进剂（accelerator，activator）的混合物组成。常用的光敏剂是樟脑醌（camphorquinone，CQ），可以吸收波长400～500nm的可见光。促进剂通常为有机胺，如N，N-二甲胺基甲基丙烯酸乙酯。光敏剂和促进剂的混合物在未暴露于光线时不发生反应，当接受了适当波长的可见光后，光敏剂很快形成激发状态，与促进剂反应生成自由基，进而引发加成聚合反应。复合树脂中光敏剂的含量一般少于总质量的0.2%，促进剂的含量为总质量的0.15%。单糊剂型复合树脂使用方便，不需要调和，且固化时间可以控制，因此应用比较广泛。但光固化型复合树脂固化的最大厚度是2mm，牙体缺损较大时必须分层充填。聚合收缩的方向朝向光源，因此修复体边缘易产生缝隙而出现边缘微漏。此外，聚合程度对光源强度要求较高，必须定期测试光固化灯的输出功率。

③ 双重固化型复合树脂：引发体系由过氧化物、樟脑醌和叔胺共同组成，因此通过外部能源（如光源、热源）可以使其固化，同时又可以通过化学反应激发聚合反应而固化。该材料同时具有化学固化型复合树脂和光固化复合树脂的优点，既便于控制工作时间，在可见光不能到达的部位，材料的固化程度也不受影响。

（4）树脂的表面结构：树脂表面结构为树脂基质和掺杂于其中的无机填料，无机填料越大，则表面越粗糙，反之，无机填料越小则表面易磨光和抛光，但是耐磨

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

性能下降。所以无机填料应该有不同尺寸掺杂使用，增加填料的体积百分比，增加材料的物理性能。树脂和树脂类粘接材料的化学组成相似，容易被误以为具有很好的粘接性，但是实际并非如此。树脂的表面能比其他修复材料的表面能低。表面张力低，容易污染，所以需要用具有高反应功能基（COO 基、CO 基、OH 基）的物质处理，提高粘接性能。

2. **硬树脂** 硬树脂是用于在石膏模型上通过间接法制作嵌体、高嵌体、树脂冠等修复体或在金属支架上分层堆积制作树脂饰面时常用的树脂材料。硬树脂是在复合树脂的基础上发展而来的，树脂基质的网状结构更加致密、无机填料的含量更高。聚合方式多数为光固化，通过专用的大能量光聚合机和真空加压，增加树脂的聚合程度和密度，提高树脂的耐磨度和压缩强度。

3. **瓷化树脂** 瓷材料具有杰出的硬度、耐磨性、通透性和美观性，但是缺乏韧性。而树脂材料具有较高的韧性和抗挠曲强度，但是其他物理强度远远低于瓷材料，如和瓷材料相比耐磨性差，硬度低，美观性差，容易着色，表面光洁度差。为了提高硬树脂的强度和耐磨性能，在树脂基质中加入了微细瓷粉（如 PFS 填料）作为填料，称之为瓷化树脂或类瓷树脂（如 Ceramage，松风），使树脂的光透过性和散射性能接近于天然牙，提高了材料的耐磨性能，可以减少对对颌牙牙釉质的磨耗。瓷化树脂可用于前牙单冠、树脂贴面、后牙嵌体、后牙高嵌体等的修复体制作，但是还缺乏长期的临床效果观察报告。

(二) 金属类

金属是金属元素的结晶体组成的固体物质。临床上可见非贵金属、半贵金属、贵金属、高贵金属、钛及钛合金、银汞合金等被粘面。

1. **非贵金属** 口腔修复体中常见的非贵金属主要有镍铬合金和钴铬合金。

镍铬合金中根据用途不同分为铸造用合金和金属烤瓷用合金。铸造合金中镍占 64%～68%，铬占 10%～22%，还包含一些铜、铝、钨等金属元素。镍铬合金的熔点为 1 455 ℃，硬度为175～300维氏硬度单位（VHN）。抗挠曲强度高（58 000 psi），弹性系数高（29×10^6 psi），抗咬合力强，主要用于嵌体和冠桥修复。作为金属烤瓷基底冠的镍铬合金硬度更高（357 VHN），弹性系数为（31×10^6 psi），抗挠曲强度更高（116 000 psi）。镍铬合金铸造收缩大，物理性质较贵金属类差，硬度高，操作性差，不易调磨，抗腐蚀性差。

钴铬合金中钴的含量占 54%～65%，铬占 24%～32%，还有铬、钼、铝、硅、钨、锰、锡等元素。熔点 1 380℃，硬度为 335 维氏硬度单位（VHN）。钴铬合金的各方面物理性能都要优于镍铬合金，耐腐蚀和抗变形能力高于镍铬合金。适用于需要对抗弯曲力的义齿金属大支架部。

非贵金属表面容易形成氧化膜，可以和粘接树脂的粘接性单体发生亲和反应。

2.贵金属 为高含量的黄金和铂金（白金族）的混合物，为了调整硬度、熔点和机械性能，混合了少量其他金属元素。如铁、锌可增加硬度，铟、铁、锡可促进硬化膜的形成，增进烤瓷和金属的熔接。

金合金根据含量多少其颜色呈金黄色到淡黄色。具有良好的生物相容性，延展性好，铸造精度好，边缘适合性好，硬度适中，加工性好，为理想的后牙嵌体和冠桥的修复材料。用于冠桥固定修复时不易引起对颌牙的磨耗。

根据美国牙科协会（ADA）标准，铸造用金合金可以分成4类（表1-2）。

表1-2 铸造用金合金的分类

	含金量	成分	特点	用途
Class 1	金和铂金质量比83%以上	金、钯、铂、少量铜、银	软，硬度60～90VHN	单面嵌体，不常用
Class 2	金和铂金质量比78%以上，金77%、钯1%、银13%	金、钯、铂、少量铜、银	中硬，硬度90～120VHN	近远中殆面洞形（MOD）等复杂嵌体，常用
Class 3	金和铂金质量比78%以上，金74%、钯4%、银12%	金、钯、铂、少量铜、银	硬，硬度120～150VHN	嵌体、单冠、固定桥桥体，最为常用
Class 4	金和铂金质量比75%以上	金、铜、银和少量铂	超硬，淬火处理硬度150VHN以上，硬化处理220VHN以上	冠、固定桥、局部义齿金属支架

由于经济上的原因不能选择高含量金合金时，可选用低含量金合金产品，其金和铂金重量比为45%～60%，仅能用作嵌体、单冠的材料。

另外，在国外日本等国普遍使用铂加金合金，含有铂、金、钯、银、铜等元素。也分为高含量（含金65%～78%）、中含量（含金55%～60%）、低含量（含金30%～48%）产品。金含量越低，硬度越大（160～240VHN以上）。

烤瓷用金合金也根据含金量多少分为高含量高贵金属（金84%～89%、铂10%～12%、钯和银少许）和中含量贵金属（金72%～78.5%、铂7%～10%、钯8%～10%、银少许）的不同种类。高贵金属合金硬度为140～230VHN，弹性系数为13 × 10^6 psi，

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

抗挠曲强度为65 000psi，贵金属合金硬度为200～270VHN。合金的颜色、合金和烤瓷粉的兼容性、金属强度等均是选择合金时要考虑的因素。

高贵金属合金成本高，造成修复体价格上升。作为金合金的替代物，市场上有不少半贵金属产品如金钯银合金（金49.6%、钯24.5%～30%、银13%～19%）、钯金银合金(钯72%～77%、金4%～6%、银5.8%～7.2%)等。高贵金属合金的硬度适于操作，延展性好，研磨性好，抗腐蚀好，但弹性系数低，抗变形力较小，费用高。金钯合金费用适中，有充分的强度，较为常用。主要从经济的角度考虑时可选用钯合金。但是含银量多的合金容易引起瓷的黄 - 绿色变色。

贵金属表面不容易形成氧化膜，粘接效果差于非贵金属。贵金属成分含量越多，粘接强度也越低。可以使用专用的贵金属表面处理剂进行表面改性，增加树脂粘接强度。

3. 钛（钛合金、纯钛） 纯钛（Ti）呈银白色，比重轻，密度为4.5g/cm^3，硬度高。钛的熔点是牙科用金属中最高的，达1 668℃。钛的生物相容性优良，不易引起组织反应，是最常用的埋置于体内的生物材料。钛是牙科种植体的首选材料，也被用于金属支架的制作尤其是全口义齿的金属基托制作。钛的表面容易与氧、氮等元素产生化合反应，形成致密而反应性低的氧化膜或氮化膜。这种膜对钛本身有保护作用，钛具有良好的稳定性和耐腐蚀性。由于熔点高，易氧化，铸造时需要特殊的非活性气体环境，铸造和加工困难。

钛合金的组成是Ti-6Al-4V钛铝钒合金。硬度更高，具有形状记忆特性。

钛合金是粘接效果不肯定的金属之一。

(三) 瓷类

瓷材料具有优良的美观性和很高的生物相容性，主要用于美学修复。可用于嵌体、贴面、全冠、瓷桩核、种植体瓷基台等的修复及正畸用桩槽等的作用。

按成分分类，修复用瓷材料可分为硅酸盐类瓷和氧化物类陶瓷（图1-8）。硅酸盐类瓷富含玻璃样硅基质，呈结晶、玻璃等多相构造，多指传统长石瓷和玻璃陶瓷，可通过粉浆涂塑（如In-Ceram）或失蜡热压铸造（如IPS Empress，Ivovlar Vivadent）的方式加工制成修复体，具有较低的渗透温度（＞1 000℃）。氧化物类瓷属于新型高强度陶瓷，不含或含少量氧化硅（玻璃相），结构为单一相或单一成分（90%）。主要指氧化铝、氧化锆类陶瓷。具有很高的渗透温度（1 400℃以上）。可通过致密加压渗透（如Procera Allcream氧化铝瓷，Nobel Biocarl）、热压铸造（如IPS Empress Cosmo氧化锆瓷，Ivoclar Vivadent）计算机辅助切削高强度材料（如Everest 氧化锆瓷，Kavo）、计算机辅助切削预渗透材料（如Cercon，Everest氧化锆瓷）等方式加工成修复体的基底冠或支架。

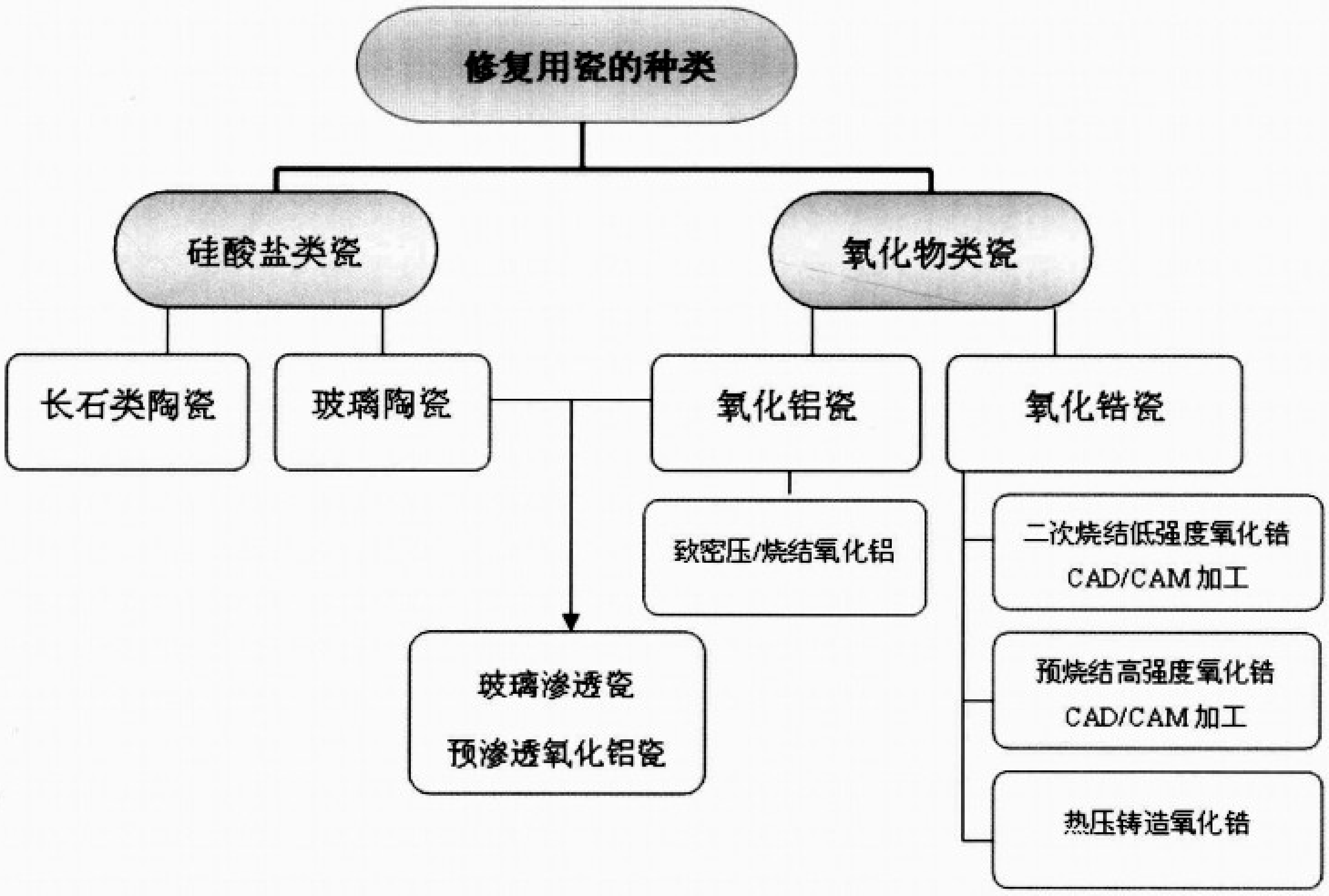


图 1-8 修复用瓷材料的种类

1. **硅酸盐瓷** 硅酸盐类瓷具有良好的透光性和美观性，可直接用于瓷贴面、瓷嵌体、前牙单冠等的修复，但强度和韧性均低于新型高强度氧化铝、氧化锆瓷。

长石瓷是以碱性长石（$K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$）为原材料，其粉末经高温烧结或熔融热压铸造制成修复体。通透性高，具有良好的美观性能和耐磨性能，具有很高的生物相容性，被广泛用于冠桥修复、嵌体、瓷贴面、人工牙、正畸托槽等临床用途。

组成长石的元素为K : Al : Si : O =1 : 1 : 3 : 8。氧元素占大多数，主要是以氧化物的形式存在。长石在烧结后呈现玻璃状，表面积的半数以上被氧离子占据。所以瓷表面呈现强的负极性，容易吸收空气中的水分，表面形成氰酸基层。氰酸基是带极性的基，与水和粘接性单体的亲和性好。但是，表面容易受到污染，阻碍粘接的效果，所以在粘接时需要尽量清洁并干燥瓷的表面。

热压铸瓷系统 IPS Empress II（二硅酸锂盐 lithia disilicate-based）在临床上已经初步获得良好的修复效果，它的第三代产品 IPS E Max（白榴石增强长石 leucite-based）在提高原有强度的基础上，还可在铸瓷体上进行回切，用粉浆涂塑的方法进行补瓷从而修正修复体的形态和进行饰色。在前牙全瓷修复中，既能满足一定的负荷要求，又比较美观通透，为前牙修复的较理想材料。纯的氧化铝瓷和氧化锆瓷呈现不

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

透明的瓷白色，多用于各类修复体的基底层的制作，必须在其上用玻璃陶瓷进行修复体的成形并实现美观的饰色和透光效果。

2.氧化物类瓷 氧化铝陶瓷主要包括玻璃渗透氧化铝陶瓷（如In-Ceram Alumina，Vita zahnfabrik,Bad sackingen, Germany）和致密压缩并烧结的高纯度氧化铝陶瓷（如Procera Allceram, Nobelbiocare, Gutenberg, Sweden）两种。氧化锆陶瓷（如Everest，Kavo）的加工工艺有两种：热压铸造（Empress Cosmo,Ivoclar Vivadent）和CAD/CAM计算机辅助设计和加工制作，CAD/CAM加工制作方法是，将基牙预备后的工作模型的外形数据以激光扫描或接触复制的方式采集数据到计算机中，再经过专用软件处理和计算机设计，用计算机控制精密机床加工切削出修复体的内层基底冠或修复体本体，再通过常规粉浆涂塑的方式堆积硅酸盐类瓷粉，并烧结形成外层个性化修复体的最终形态和进行饰色。

（1）氧化铝：氧化铝瓷的成分为纯的阿尔法型氧化铝粉末。通过烧结或干压的方法制成修复体的基底层。

采用玻璃渗透氧化铝陶瓷制作修复体的方法是将氧化铝陶瓷粉末（In Ceram Alumina）和专用液体混合后，采用粉浆涂塑法涂抹到专用代型材料表面，放入专用炉内烧结成稳定的有多孔结构的基底层。氧化铝基底层具有一定硬度可以磨削调整形态。在多孔氧化铝基底层上涂抹调拌好的渗透玻璃粉浆（为氧化硅、氧化镧、氧化铝、氧化钙的混合物），放在泊箔上置入专用烤炉，在1 100℃下维持4～6h渗透。玻璃粉在1 100℃融化，通过毛细管作用吸入并填满多孔基底层的空隙中，形成相互渗透相的复合体，使基底层的强度比渗透前提高13倍，由不透光变为透光，由单色变为牙本质色。

致密烧结的高纯度氧化铝陶瓷（procera allceram）是在Nobel Biocare设在全球的集中加工中心中，按照计算机传来的基牙代型数据设计出基底层形状，再按照20%的放大比例将氧化铝粉末压制出基底层初型，经过烧结后，收缩20%形成致密的氧化铝基底层。再通过快递邮送回各地的技工加工中心，涂抹饰瓷，完成修复体制作。

（2）氧化锆：氧化锆具有3种同素异型结构，即单斜相、四方相、立方相。氧化锆陶瓷的主要成分为氧化锆和能够将四方相氧化锆晶体稳定于室温条件下的稳定剂（氧化钇）。

氧化锆瓷块用于CAD/CAM工艺，通常有两种方法，即预烧结法（一次烧结法）和二次烧结制作法。预烧结法是使用产品出厂时烧结完成的氧化锆瓷块按照计算机设计的修复体形态切削成形。烧结完成的致密氧化锆瓷具有很高的强度，其硬度可达到1 200VHN。由于硬度大，机加工时对于磨头的磨耗大，切削较困难。而二次烧结法是将陶瓷坯体先进行低温烧结，形成

气孔率为50%的低密度疏松结构瓷块，这种状态瓷块疏松易于切割加工。在技工中心根据临床所需形态先通过计算机辅助设计和制作工艺以一定比例放大后切削成形，然后进行高温烧结7h，瓷块按照预先测算好的比例收缩后，达到完全致密的最终状态。最后在氧化锆基底冠（全瓷冠等）或修复体本体（嵌体、贴面等）上进行硅酸盐类瓷的粉浆涂塑，完成修复体的最终形态及饰色。

氧化锆还可用于增加玻璃陶瓷的强度和韧度形成氧化锆增韧陶瓷。所谓氧化锆增韧陶瓷是在硅酸盐类陶瓷中添加一定的氧化锆组成的复相陶瓷。包括两个类型：①氧化锆增韧玻璃渗透陶瓷（In-Ceram Zirconia），它是在玻璃渗透陶瓷的粉体中加入了稳定剂为氧化铈的氧化锆，主要成分为氧化铝；②氧化锆增韧铸造玻璃陶瓷（IPS Empress Cosmo），采用失蜡法热压铸造，将瓷块预热，在压力条件下压铸于成品氧化锆桩外形成全瓷桩核。

氧化锆增韧陶瓷具有非常好的耐腐蚀性和化学稳定性，在常温下具有高的抗折强度和抗断裂韧性，具有出色的耐磨性能。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

第2章

粘接材料的分类

- 常见各类粘接材料的组成和性能
- 树脂粘接剂和树脂水门汀的组成和性能
- 粘接修复主要通过树脂粘接系统而实现固位

用于牙表面和修复体之间的粘接材料的粘接力主要从以下形式获得：

* 粘接剂与被粘接物体之间界面的相互吸附

* 粘接剂之间的化学结合

* 粘接剂和不平的被粘接物体表面的机械嵌合力

* 两种物体之间的静电吸引力

* 牙本质层和树脂层之间形成混合层并产生化学结合

* 金属表面形成作用膜和树脂化学结合

* 瓷表面通过偶联剂和树脂发生化学结合

临床上常用的主要粘接材料见图 2-1。

氧化锌水门汀和磷酸锌水门汀属于无机类水门汀，其固位力的发挥主要依靠机械力；而聚羧酸锌水门汀、玻璃离子体水门汀、树脂强化玻璃离子体水门汀、树脂水门汀属于有机类水门汀，其粘接力的发挥除了机械固位力之外，主要依靠分子间结合的化学结合。有机水门汀的粘接强度比无机水门汀有明显的提高。

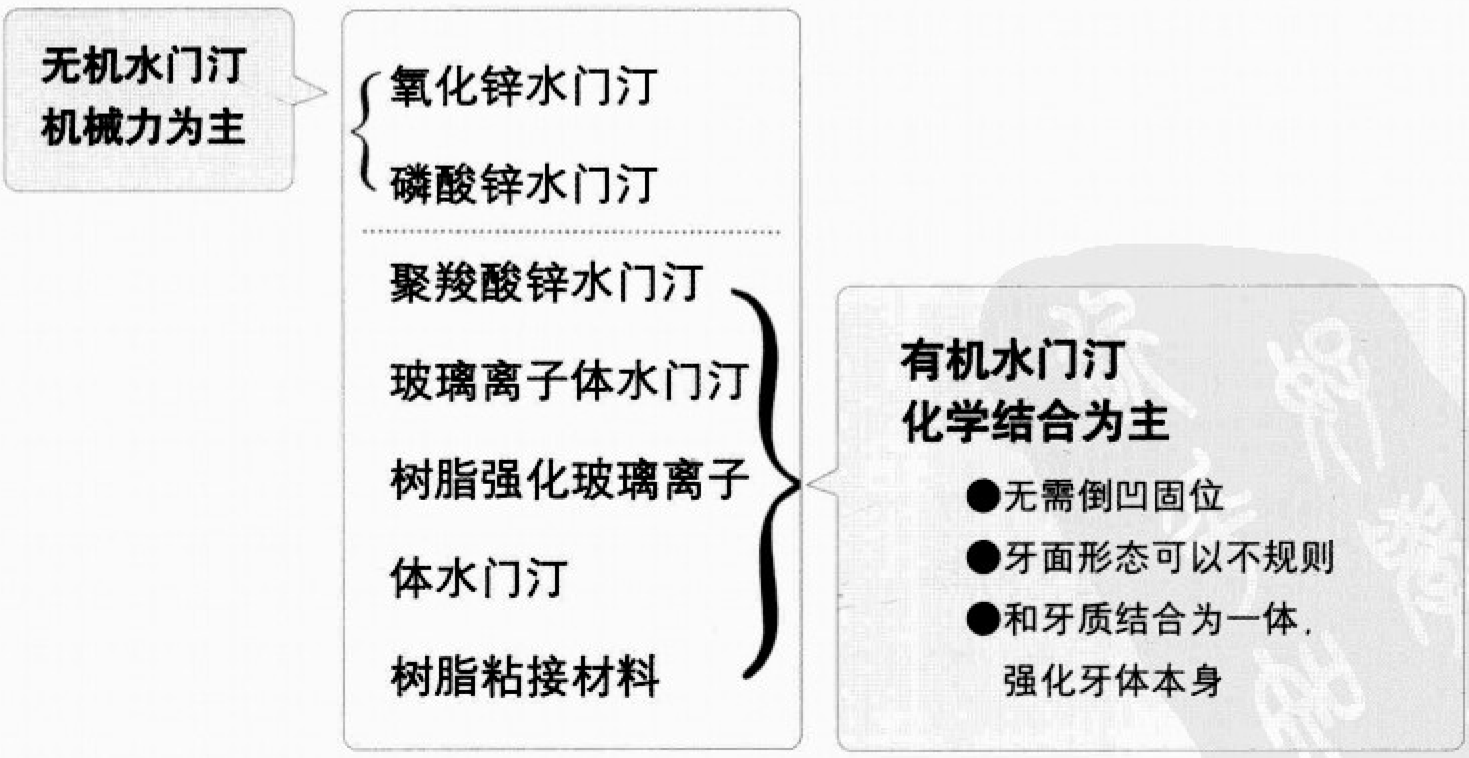


图 2-1 临床常用粘接材料

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

一. 氧化锌丁香酚水门汀（zinc oxide-engenol cement）

1. **组成** 这是将氧化锌和丁香油酚或其他改性物调和使用的一种水门汀。剂型为粉剂和液剂组成，或双糊剂型。

由于氧化锌水门汀机械强度低，常在粉剂中加入增强填料，或在液剂中加入氧基苯甲酸来增加其机械强度。此外，由于液剂中的丁香油酚是一种自由基聚合阻聚剂，当作为暂封材料使用后再使用树脂类粘接剂时，将影响树脂的聚合。因此又发展了一些改性的丁香油酚水门汀。主要有以下几种：

（1）聚合物增强氧化锌水门汀（polymer reinforced ZOE）：粉剂中氧化锌占80%，在粉剂中加入 20% 聚甲基丙烯酸甲酯（PMMA）以增加强度并减小溶解性，有的可以加入聚苯乙酸。液剂主要还是丁香油酚。该水门汀强度高，粘接性强，可用于粘接固定修复体、垫底及暂时性充填材料。

（2）EBA- 氧化铝增强氧化锌丁香油酚水门汀（EBA-aluminium reinforced ZOE）：粉剂包含 30% 氧化铝和 70% 氧化锌（质量比），还加入少量松香和共聚物以改进调和性能，减少脆性和薄膜厚度。液剂含 37% 丁香油酚和 62.5% 的正乙氧基苯甲酸（ortho-ethoxybenzoic acid，EBA）。

（3）无丁香油酚的氧化锌水门汀（noneugenol zinc oxide cement）：丁香油酚是自由基聚合的阻聚剂，会阻碍复合树脂的聚合反应。用丁香酸酯或 n- 己基香兰酸酯溶于正乙氧基苯甲酸中取代丁香油酚，就形成了不含丁香油酚的氧化锌水门汀。

2. **固化反应**（setting reaction） 丁香油中含有 75% 的丁香油酚，其结构中有正甲氧基团，该基团与粉剂中的氧化锌反应生成丁烯酸锌螯合物而固化。

3. **性能**（properties）

（1） 物理机械性能（physical and mechanical properties）：氧化锌丁香油酚水门汀的压缩强度和拉伸强度都较低。导热系数与牙本质相似，可阻止热的传导，同时有一定的 X 线阻射作用。氧化锌水门汀的粘接力主要来自于机械嵌合力，粘接强度较低。

氧化锌丁香油酚水门汀对牙髓的刺激性小，游离的丁香油酚对暴露的牙本质和炎性牙髓都具有镇痛、安抚作用，并且可以促进继发性牙本质的生成。同时丁香油酚还具有一定的抗菌作用，可以抑制细菌的侵入。但是丁香酚可能是一种潜在的致敏物。因为固化后的氧化锌丁香油酚水门汀中的丁香酸锌易水解形成丁香油酚和氢氧化锌，故其溶解性大，易溶于水和唾液，在蒸馏水中的 24h 溶解率为 1.5%。长期与唾液接触将逐渐被溶解破坏。

(2)临床操作：将双糊剂等比例在纸板上调和即可。粉 - 液剂型的，将粉剂依次加入液中，视稠度调节粉剂的加入量。EBA- 氧化铝改性的氧化锌丁香油酚水门

汀强度较高，应用不锈钢调刀在玻璃板上用力调和才可。残留在器具上的丁香油酚可以用橘子油（oil of orange）去除。

二.磷酸锌水门汀（zincphosphate cement）

1.组成 这是最早用于修复体粘接的无机水门汀。由粉液双组份组成，粉剂的主要成分是氧化锌，液剂主要含正磷酸的缓冲液。粉液调拌后发生反应而产生固化。

2.固化反应（setting reaction） 为酸碱放热反应。固化反应放热并伴随体积收缩。粉液混合后发生如下反应：

$$2ZnO + 2H_3PO_4 + 4H_2O \longrightarrow ZnHPO_4 \cdot 3H_2O \longrightarrow Zn_3(PO_4)_2 \cdot H_2O + 3H_2O$$

3.性能（properties） 室温下磷酸锌水门汀的操作时间为3～6min，固化时间为5～14min。通常临床使用冷的厚玻璃板调和磷酸锌水门汀，以延长工作时间，同时还可以改善水门汀的强度和耐溶解性。固化1h后压缩强度可达最大强度的2/3，1d后完全固化。固化的水门汀长期浸泡在水中会发生侵蚀和可溶物质的析出。酸性环境会增加其溶解性。唾液略带酸性，且食物残渣的分解会产生乳酸或醋酸，这些都会使水门汀的溶解加速。溶解会使水门汀的强度降低，体积发生改变，粘接力也随之下降。

磷酸锌水门汀与牙齿之间的粘接主要是机械嵌合作用（mechanical interlo-cking）。凝固前磷酸锌水门汀为酸性物质，可使牙体组织脱钙形成粗糙表面，同时具有一定流动性的糊状水门汀渗入牙体组织和修复体的细微结构中形成机械嵌合力结合。这种粘接力较低，对牙釉质和牙本质的粘接强度一般分别为2MPa 和1.5MPa。

磷酸锌水门汀调和时会释放游离磷酸，呈较强的酸性，pH为1～2，调和3min后pH为3.5，1h后pH为4，24h后pH可升到6～7，48h接近中性。 水门汀早期的游离酸渗透入牙本质小管内可刺激牙髓。因此当剩余牙本质较薄时，磷酸锌水门汀可能引发牙髓炎。动物实验表明，对于正常的牙髓组织，这种反应是可逆的，一般5～8周可以恢复；但如果牙髓组织已经受损，则该反应不可逆，会造成牙髓的坏死。粉液比越低，刺激性越大。

磷酸锌水门汀用于粘固修复体时稠度应较小，这样水门汀在修复体下的铺展良好，修复体就位也比较容易，理想的薄膜厚度应小于25μm。薄膜厚度与粘接时施

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

加在修复体上的力量大小有关，与修复体是否易于水门汀排溢也有关。

三.聚羧酸锌水门汀

(zinc polycarboxglate,zinc polya-crylate cement)

1. 聚羧酸锌水门汀是含氧化锌的粉剂（氧化锌、氧化镁、氧化铝等）和聚丙烯酸、衣康酸和酒石酸溶液调和后发生硬化的具有化学键合作用的水门汀。粉液调和后，碱性的氧化锌和酸性的聚丙烯酸发生中和作用，锌离子和羟基键合而发生硬化。未反应的羟基离子键和牙质中的钙络合而产生粘接力。聚羧酸锌水门汀的粘接以机械固位力为主，同时具有化学粘接力。由于和钙发生络合，和钙化程度高的牙釉质的粘接强度（3～10MPa）要高于和牙本质的粘接强度(2～6MPa)。因为粘接力的获得依靠足够多的未反应羟基集团浸润被粘接体表面，所以粉液调和后要赶在还有未反应羟基离子键时和牙面接触，调和后要迅速使用。由于聚羧酸锌水门汀与牙体组织的粘接有赖于 Ca^{2+} 离子的存在，因此用 $CaCl_2$ 处理被粘接牙体组织表面后，其粘接强度提高。

2. 聚羧酸锌水门汀与各种牙科铸造合金如不锈钢、钴-铬合金等以及银汞合金、正畸托槽都有良好的粘接性。当铸造合金表面通过喷砂或酸蚀形成适当的粗糙度时，粘接效果较好，如果表面被污染时，会影响粘接效果。其机械嵌合力与粘接力所占固位力比例分别是 20.1% 和 79.9%。

3.聚羧酸锌水门汀硬化开始后黏稠度迅速上升，容易造成冠粘接后抬高。硬化后呈现白色不透明状，美观性差，不适宜用在美容性修复体的粘接上。可溶于水，如冠边缘间隙较大，则容易发生沿修复体边缘的继发龋。

4.聚羧酸锌水门汀的机械强度不高，比磷酸锌水门汀高 40%。提高调和时的粉液比或在粉剂中加入氧化铝或氟化物可以提高压缩强度。在唾液中，聚羧酸锌水门汀还能释放 F^- 离子，有防龋的作用。其在唾液中的溶解率约为 1.42%，在水中的溶解度为 0.1%～0.6%，比磷酸锌水门汀低。当含有氟化物时，其溶解度有所增加。水门汀固化时发生收缩，收缩率比磷酸锌水门汀大，1d 后的湿样本收缩 1%，14d 后干样本收缩 6%。

5.聚羧酸锌水门汀在刚调和时酸性比磷酸锌水门汀稍大，但因聚丙烯酸中 -COOH 基团的离解常数较小，仅发生弱解离（weakly dissociated)，且因为该分子链较长，移动性较差，不易渗透入牙本质小管，因此对牙龈及牙髓的刺激很轻，多用于活髓牙的冠粘接。但不能促进继发性牙本质的生成。聚羧酸锌水门汀对暴露的牙髓有刺激性，可以引起不同程度的炎症，因此不能用于直接盖髓。

四、玻璃离子体水门汀 (glass ionomer cement,GIC)

1.组成 玻璃离子体粘固剂是含氟硅酸铝玻璃粉和聚羧酸液体在水分中混合后通过酸-羟基反应而固化的水门汀。聚羧酸中通常加入聚丙烯酸聚合体、马来酸、衣康酸等形成共聚物。因为含氟，所以理论上可以通过从水门汀中缓释氟而减少继发龋的发生。

液体成分为分子量为30 000～50 000的聚丙烯酸水溶液50%（质量百分比）和5%（质量分比）的D-酒石酸（D-tartatic acid）。D-酒石酸是一种具有环状机构的羟基酸，它可以增加液剂的反应性，提高共聚物的分子量。D-酒石酸与粉剂中的金属离子形成结构稳定的酒石酸盐，可以降低水门汀的溶解性并提高固化后水门汀的压缩和拉伸强度。它还可以促进玻璃粉表面的Al^{3+}释放，并延长水门汀的工作时间。但当Al^{3+}达到一定浓度时，固化反应则迅速进行，使水门汀的固化时间缩短。为了得到更高分子量的聚合物，而又不生成凝胶，因此采用丙烯酸与衣康酸或马来酸的共聚物水溶液。衣康酸可以降低液体的黏稠度，并阻止分子间氢键结合而形成的凝胶。

2.固化反应(setting reaction) 玻璃离子水门汀的固化反应为酸碱中和反应（图2-2）。

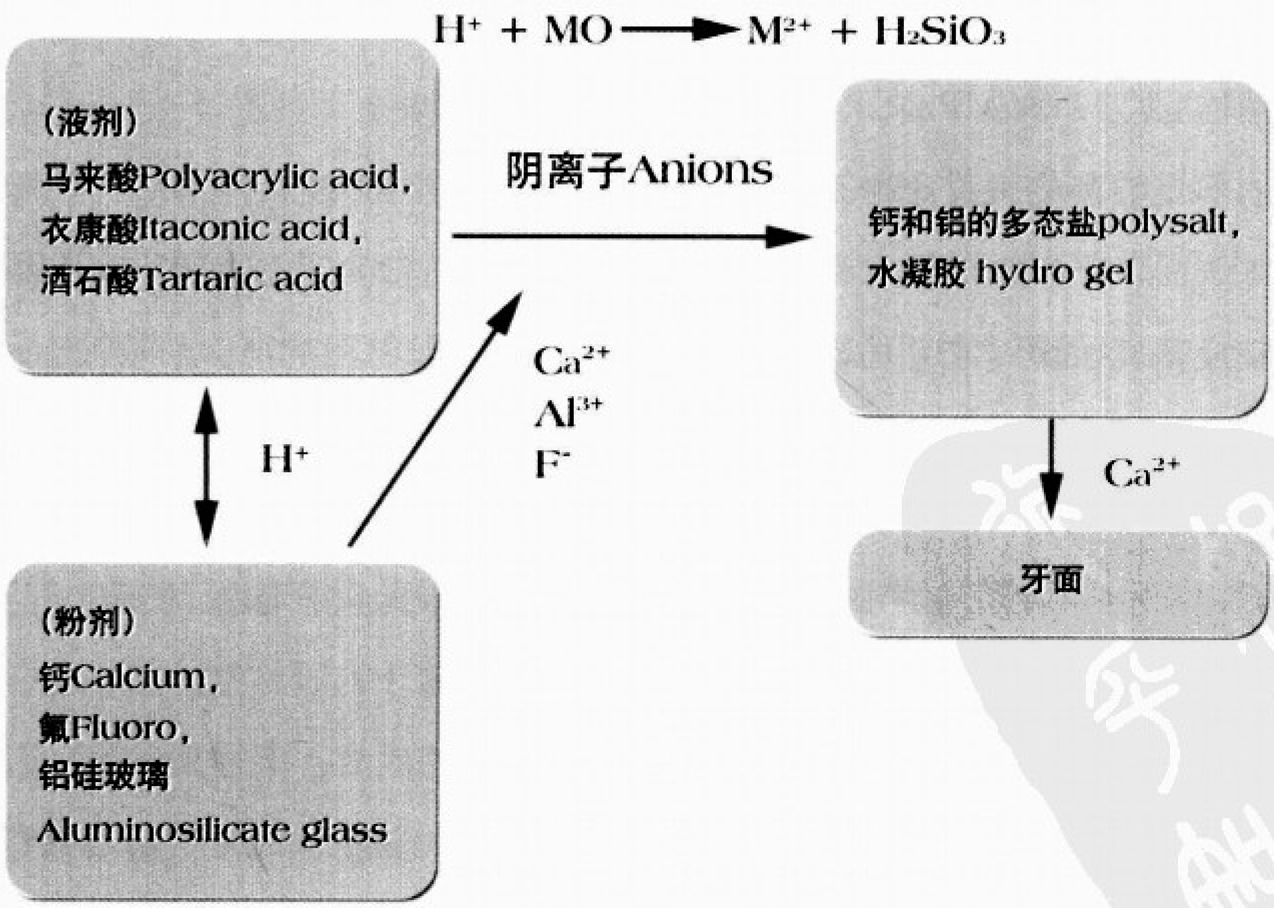


图2-2 玻璃离子水门汀固化反应

引自：徐恒昌《口腔材料学》图16-8并做了相应修改

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

3. 和牙本质的粘接　玻璃离子体和牙面的结合主要是聚甲基丙烯酸内的羧酸基和牙质内的钙离子发生反应的结果。玻璃离子体本身有粘接性。所以无论在充填中还是在粘接时，操作步骤均可简化。而且操作熟练程度对粘接性能的影响很小，所以粘接效果比较恒定，变化小。

4. 性能　固化后的玻璃离子体具有氟的缓释性、材料自身的粘接性和良好的生物相容性。氟缓释后并不降低材料的物理性能。

五．树脂强化玻璃离子体水门汀 (Resin Reinforced Glass Ionomer Cement Resin-modified)

1. 组成　在玻璃离子体的聚羧酸液体中加入 18%～20%（质量百分比）的树脂主要成分甲基丙烯酸羟乙酯（HEMA）或 Bis-GMA 及引发剂则形成树脂强化玻璃离子体。其兼具有玻璃离子水门汀和复合树脂的特性，线膨胀系数低、收缩率低、长期释放氟，并且有良好的抗断裂性、耐磨性和易抛光性。

2. 固化反应(setting reaction)　树脂改性的玻璃离子水门汀的固化反应为双重固化 (dual-cure)，既有酸碱反应又有光聚合反应。

（1）酸碱反应 (acid-base reaction)：与传统的玻璃离子水门汀固化反应相同，在粉液调和时反应即已发生。主要为铝硅酸盐玻璃与聚丙烯酸反应生成聚酸钙或聚酸铝水凝胶。

（2）聚合反应（polymerization)：甲基丙烯酸酯或甲基丙烯酸羟乙酯加上光引发剂和（或）化学引发剂经光固化和 C 或化学固化形成聚甲基丙烯酸酯或甲基丙烯酸羟乙酯基质。聚丙烯酸水凝胶和聚甲基丙烯酸羟乙酯凝胶彼此缠绕形成网络状互穿聚合物。

这两种固化反应独立进行，互不干扰。粉液调和后酸碱反应就已经开始了，光照后光聚合反应开始，此时酸碱反应持续进行，直到聚合反应结束，酸碱反应仍在进行，但是由于受到聚合物网络结构生长的阻碍及水分的减少，使酸碱反应过程较传统玻璃离子水门汀慢。

此类水门汀固化性能优于传统的玻璃离子水门汀，可以根据需要控制光照时间，延长工作时间，便于临床操作。

3. 性能(properties)

（1）物理机械性能（physical and mechanical properties)：固化后玻璃离子水门汀压缩强度为 200MPa，拉伸强度为 20MPa。聚合反应使材料早期强度迅速增强，对水分不如传统型 GIC 敏感，因此固化时无需使用保护剂，材料固化后即可抛光。

该水门汀固化收缩率较大，约为 1%，而传统玻璃离子水门汀的固化收缩率仅为 0.1%～0.2%。

（2）粘接性能（bonding ability)：与牙

本质的粘接力比传统玻璃离子水门汀强2～3倍，将牙本质表面经10%聚酸处理后，粘接强度还可以增强。一般酸蚀时间为30s，增加酸蚀时间不会提高粘接强度。这种水门汀还可以直接与树脂粘接。光固化树脂加强型玻璃离子水门汀不要求严格隔湿，酸蚀后被水或唾液污染仍有与传统的复合树脂相似的抗剪切强度，但酸蚀后干燥可降低粘接强度。酸蚀浓度对粘接强度影响不大，因此临床可以采用10%的磷酸，以减少釉质的脱矿。若采用自酸蚀剂酸蚀，则釉质的溶解程度低，对釉质的损害轻。

(3) 生物学性能（biocompatibility）：可以释放氟离子，释氟性与玻璃离子体相似。固化早期释氟量较多，约$1/10^6$，而且可以从其他含氟物如含氟牙膏、含氟漱口液中吸收氟离子并再次释放氟，随着外界氟化物浓度增高释氟量增大。

该水门汀的抗折性能、透明性和美观性均比传统玻璃离子水门汀显著改善。

六.树脂粘接材料

1.树脂粘接材料的分类和组成 树脂粘接材料包括以下几类：牙釉质粘接剂或牙釉质表面处理剂（enamel adhesive）、牙本质调节剂（dentin conditioner）、牙本质表面预处理剂(dentin primer)、粘接剂(bonding)、自酸蚀处理剂(self-eching)、金属表面处理剂(metal primer)、瓷表面处理剂（硅烷偶联剂 silane coupling）、树脂粘接水门汀(resin cement, resin-based luting cement)等。树脂粘接剂的组成见表2-1。

表2-1 树脂粘接系统的组成

- 牙釉质处理剂 acid etching-37%正磷酸酸蚀剂等
- 牙本质表面调节剂（清洁剂）dentin conditioner-柠檬酸、马来酸、10-3溶液，EDTA等
- 牙本质表面预处理剂 primer-HEMA等
- 陶瓷表面处理剂-氢氟酸酸蚀剂（HF），硅烷偶联剂 silane coupling
- 金属表面处理剂-磷酸酯类（MDP）、羧酸酯类、硫磺类
- 粘接剂 bond/adhesive-基质（base）、引发剂（catalyst）
- 树脂水门汀 resin cement-粉液型化学固化、双糊剂化学固化、双糊剂化学和光的双固化、单糊剂光固化
- 自酸蚀粘接系统-自酸蚀预处理剂，自酸蚀粘接剂，自酸蚀粘接水门汀
- 空气遮断剂 oxiguard
- 充填系统：玻璃离子体、树脂和玻璃离子的复合体、流动性树脂、复合树脂、核用树脂
- 粘接性牙托粉
- 粘接性银汞

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

(1) 经典的牙釉质粘接剂：由酸蚀剂和粘接剂组成。经典的酸蚀剂为 37% 的正磷酸水溶液或凝胶。粘接剂主要成分是双甲基丙烯酸酯。基础树脂为双酚 A 双甲基丙烯酸缩水甘油酯（Bis-GMA），稀释剂为双甲基丙烯酸二缩三乙二醇酯（TEGDMA）。有光固化型和化学固化型，近年来又出现了双重固化型，可以促进固化进程。

早期的牙釉质粘接剂主要用于牙釉质与合成高分子材料特别是与复合树脂类材料的粘接。近年来，牙釉质粘接剂中加入功能性单体，如：4- 甲基丙烯酰氧乙基偏苯三酸酐（4-methacryloyloxy-ethyl trimellitate anhydride，4-META）、2- 甲基丙烯酰氧乙基苯基磷酸酯（2-methacryloyloxy ethyl phenyl phosphoric acid，PhenylP）及甲基丙烯酸 β - 羟基乙酯（β -hydroxy ethyl methacrylate，HEMA）等。这些功能性单体可以促进牙釉质与金属或陶瓷材料的粘接。目前，牙釉质粘接剂正向着全粘接（all-bonding）的通用型粘接剂发展。

(2) 牙本质调节剂：是粘接之前，对牙本质表面进行处理的液体，可以去除牙本质表面的玷污层（Smear layer）并对其进行改性（modify）。主要成分是低浓度磷酸（10%），柠檬酸和三氯化铁的混合物（10-3 溶液）、马来酸、EDTA 等。牙本质调节剂通常呈酸性，如果其既可以处理牙本质又可以酸蚀牙釉质，即为全酸蚀（all-etching）。

(3) 牙本质表面预处理剂：作用是改变牙本质表面的化学性质，使亲水的牙本质和疏水的树脂之间更容易结合。其主要成分是带有双功能基团的化学偶联剂（difunctional chemical coupling agent），其中的丙烯酸酯基团与树脂具有亲和力，而亲水基团，如胺基、羟基及磷酸酯基团与牙本质具有亲和力。常用的功能性单体有甲基丙烯酸 β - 羟乙酯（HEMA）、4- 甲基丙烯酰氧乙基偏苯三酸酐（4-META）、2- 甲基丙烯酰氧乙基苯基磷酸酯（2 - methacryloyloxy ethyl phenyl phosphoric acid，Phenyl-P）、N- 苯基甘氨酸 - 甲基丙烯酸缩水甘油酯（a condensation product of N-phenyl glycidyl methacrylate NPG-GMA）以及其他甲基丙烯酸磷酸酯衍生物（methacrylated phosphate）。预处理剂呈现为透明的无色稀薄液体。用海绵球或微毛刷蘸满后涂抹于牙本质表面。

(4) 粘接剂：为淡黄色具有一定黏稠度的流动性树脂，可以渗入牙本质胶原纤维网内并固化于其中。其粘接强度可达 15～20MPa。通常把经典的磷酸酸蚀剂、预处理剂和粘接剂分开的三步骤牙本质粘接剂称为第四代粘接剂，把其中两组分合一的粘接剂称为第五代粘接剂，而三组分合一的粘接剂为第六代粘接剂。

(5) 自酸蚀粘接剂：是自酸蚀前处理剂和粘接剂组成的树脂粘接系统。有一瓶装的一体型粘接剂，也有两瓶装，分为自酸蚀表面前处理剂和树脂粘接剂的两组

分。自酸蚀粘接剂的分子内带有酸性功能基团，涂抹在牙面上后，在发挥粘接效能的同时，可以起到弱的酸蚀作用，涂抹后无需用水冲洗，可保留在牙面上。由于树脂固化后酸性功能基团在短时间内被中和，而不再表现出酸性，所以对术后的牙体牙髓组织刺激不大，并不会带来明显的临床问题。由于无需预先酸蚀和冲洗，大大的简化了操作，特别适用于儿童和身体不便及残障患者。自酸蚀粘接剂为淡黄色稀薄的液体，涂抹至牙面后容易流失。为了达到充分的效果，可以涂抹两三次，进行彻底处理。另外，自酸蚀粘接剂的酸蚀效果比磷酸酸蚀差，不适于单独用作未切削的牙釉质粘接时的酸蚀剂，牙釉质的酸蚀应该仍然使用 37% 的磷酸酸蚀剂和树脂粘接剂。

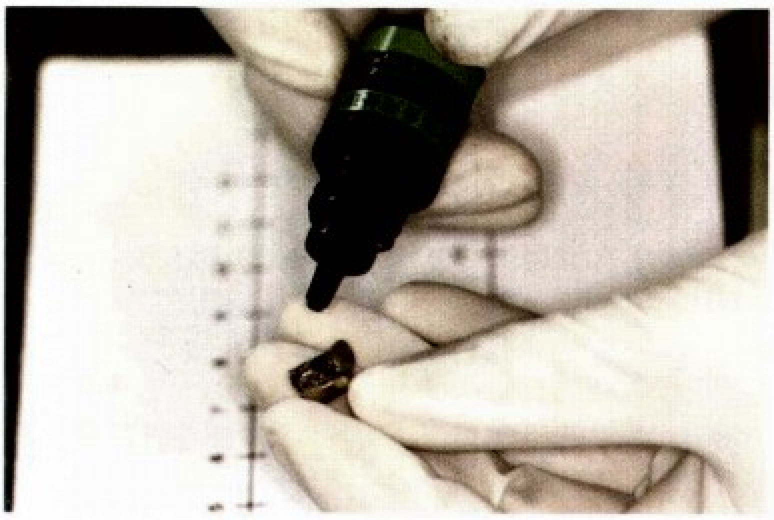


图 2-3 贵金属表面处理剂

（6）贵金属表面处理剂（图 2-3）：

贵金属表面容易受到污染，所以需要使用表面处理剂来提高粘接效果。贵金属表面处理剂使金属表面覆盖硅离子 Si 而对金属表面进行改性。一般的剂型是单瓶装 1 液型预处理剂。金属处理剂中含有不同的功能单体，可以和不同的金属表面发生不同的反应，以改善各种金属的粘接性能。金属表面处理剂中含有的功能基团分为三种：磷酸酯类、羧酸酯类和硫磺类。前两者对非贵金属有效而后者对贵金属有效。常见的贵金属处理剂有 V Primer（Sun Medical），功能性单体为 VBATDT，属硫磺系列；Metal Light（德山），功能性单体为 MTU-6；非贵金属处理剂有 Cesead（可乐丽公司），功能单体为 MDP；All Bond II Primer B（Bisco）；Solidex Metal Photo Primer（松风）；贵金属和非贵金属两用处理剂有 Metal Primer（GC），功能单体为MEPS；Alloy Primer（可乐丽公司），功能单体为 VBATDT 和 MDP 等。在商品包装上，这些金属处理剂多和树脂粘接剂套装一起包装，也有单独包装。

（7）瓷表面处理剂：硅烷偶联剂是最常用的瓷表面处理剂。主要作用机制是它的分子一端和瓷表面的氧分子结合，而另一端和粘接树脂发生共聚合，促进瓷和树脂的结合。

硅烷偶联剂有几种类型，最常用的成分是 γ -MPTS，溶于溶剂中使用。其分子式为：

$$H_2C=C(CH_3)COO(CH_2)_3Si(OCH_3)_3$$

它含有三个功能基：

①和 Si 结合的 Methoxy：通过加水分解和缩合反应和瓷表面的氧分子结合。

② Metacryl 基：和粘接性树脂单体内

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

的 Metacyle 结合。

③ Si-O-Si 结合。

硅烷耦联剂为单瓶的稀薄透明液体，用毛刷蘸满涂抹于瓷修复体的粘接面。由于硅烷偶联剂在加热后可以促进反应的活性化，所以涂抹后可以使用热吹风机加热，再堆放树脂粘接糊剂进行粘接。

各类粘接材料的化学成分如表 2-2。

（8）防氧化剂：树脂材料的聚合受到空气中氧离子的阻挠而发生聚合不充分的现象，常表现为树脂表面遗留一薄层未聚合或聚合不完全层，呈现粘性。为了防止表面未聚合层的遗留，需要覆盖一层防的氧化剂。防氧化剂呈有色（常为淡蓝色）凝胶状物。修复体用树脂水门汀粘固后，沿粘接边缘注射一圈防氧化剂，可以提高。

表 2-2 各类粘接材料的化学成分

粘接材料名称	用　途	化学成分
牙本质表面预处理剂	牙本质表面预处理	HEMA ＋粘接性单体[a]＋水 / 溶剂
自酸蚀预处理剂	牙表面酸蚀及预处理	粘接性单体[b]＋ HEMA ＋乙醚＋水
金属表面处理剂	贵金属表面预处理	粘接性单体[c]＋溶剂 /MMA
瓷表面处理剂	瓷 / 硬树脂表面预处理	硅烷偶联剂 γ -MPTS+ 溶剂＋酸性单体（2 液型）
粘接剂	牙面和金属表面粘接处理	粘接性单体[d]＋功能性溶剂[e]＋超微填料
树脂粘接水门汀	修复体的粘接	粘接性单体[f]＋功能性溶剂[g]＋填料

引自：《接着齿学》（日本医齿药出版株式会社）中表 4-1 并修改

a.MAC-10, 5-NMSA；b.Phenyl-P, 4-AET, 4-AETA, MAC-10, 5-NMSA/MDP；c.贵金属用(VTD, MTU-6, VBATDT), 非贵金属用(4-META, MAC-10, 4-AET, BPDM, MDP), 两用（MEPS, VBATDT/MDP）；d.磷酸酯, MAC-10, 4-AET,MDP；e.MMA, HEMA, TEGDMA, Bis-GMA, UDMA；f.Phenyl-P, 4-META, 4-MET, MAC-10, 4-AET, MDP, 5-MSBA；g.MMA, HEMA, TEGDMA, Bis-GMA, Bis-MPEPP, UDMA, NPGDMA；溶剂：丙酮，乙醚

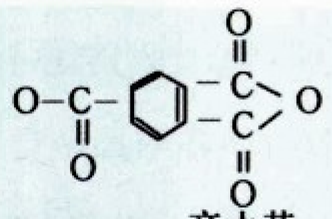
2. 粘接性单体　树脂粘接水门汀和粘接剂中所使用的粘接单体品种繁多，但可归为两大类，即聚羧酸酯类单体和磷酸酯类单体，其化学构造式均由丙烯酸甲酯聚合基 - 疏水性基 - 亲水性基的顺序排列组成。聚羧酸酯类单体的亲水性基是以羧酸基（-COOH）为末端结构，而磷酸酯类单体的亲水性基以磷酸基（P-OH）为末端结构。在同一类单体中，不同粘接单体的聚合基和亲水性基的结构彼此相似，而疏水性基的结构不同，疏水性基的结构和聚合基 - 疏水性基 - 亲水性基之间的结构平衡

决定了粘接单体的粘接性能。各种粘接单体的化学结构式列举如下:

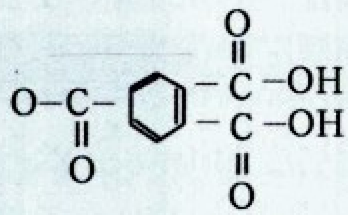
甲基丙烯酸甲酯（MMA）的分子构造式：$H_2C=C(CH_3)COO-CH_3$

聚合基　　疏水基

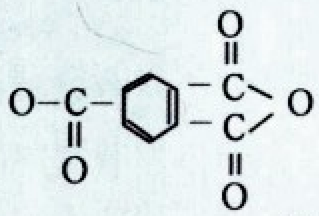
聚羧酸酯类单体构造式

4-META的分子构造式： $H_2C=C(CH_3)COO-(CH_2)_2$ 

聚合基　　疏水基　　**亲水基**

4-MET的分子构造式： $H_2C=C(CH_3)COO-(CH_2)_2$ 

聚合基　　疏水基　　**亲水基**

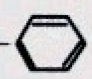
4-AETA的分子构造式： $H_2C=CHCOO-(CH_2)_2$ 

聚合基　　疏水基　　**亲水基**

MAC-10的分子构造式： $H_2C=C(CH_3)COO(CH_2)_{10}-CH-(COOH)_2$

聚合基　　疏水基　　**亲水基**

磷酸酯类单体的化学构造式

Phenyl-P的分子构造式： $H_2C=C(CH_3)COO-(CH_2)_2-OP(=O)(OH)O-$ 

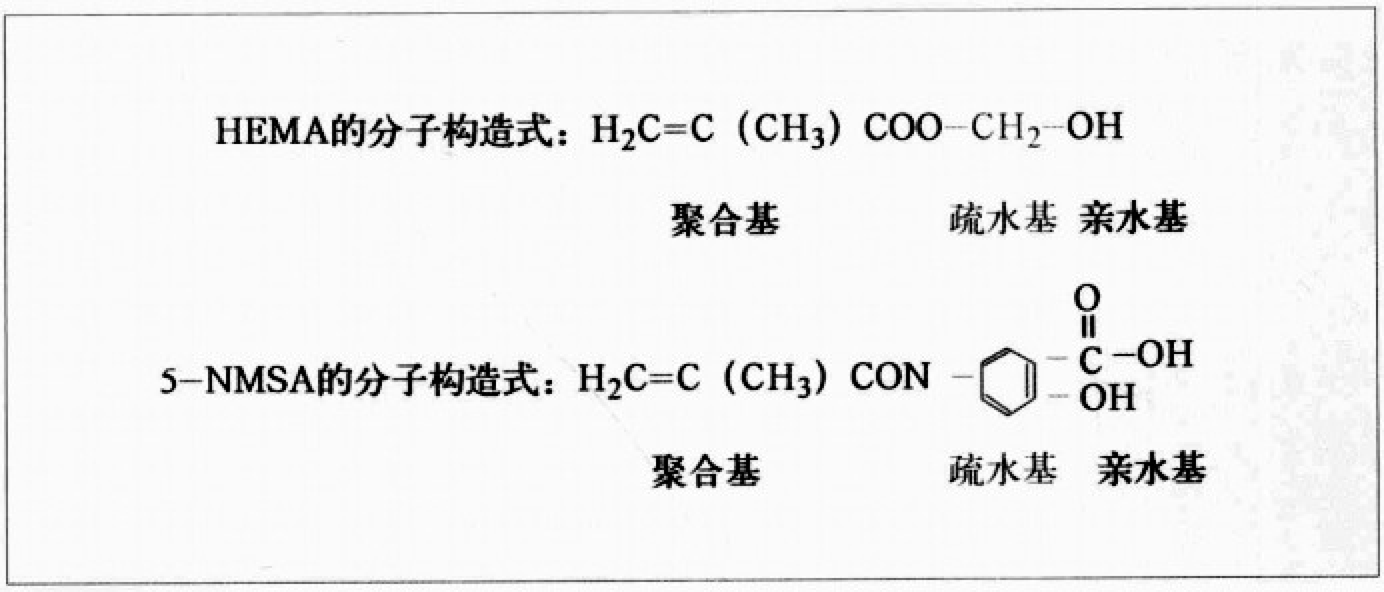
聚合基　　疏水基　　**亲水基**

MDP的分子构造式： $H_2C=C(CH_3)COO-(CH_2)_{10}-OP(=O)(OH)_2$

聚合基　　疏水基　　**亲水基**

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

这些粘接单体的亲水性基末端具有弱酸性，有弱的脱钙作用，所以某些单体也被用在预处理剂或自酸蚀处理剂或粘接剂中。另外，预处理剂和自酸蚀处理剂中还含有HEMA或5-NMSA。HEMA的末端有氢基（-OH），5-NMSA的末端有氢基和羧酸基，聚合基端为丙烯酸氨基，均可和丙烯酸聚合基一样发生聚合反应。



金属预处理剂里使用的单体溶于丙酮，它们的聚合基为乙烯基。用于贵金属粘接的单体末端含有硫磺基，硫磺和金反应使贵金属表面改性，增加粘接性。

硅烷偶联剂的亲水基末端含有能和陶瓷发生反应的特殊功能基硅烷基。

粘接单体的两端的功能基的作用是：一端的聚合基（丙烯酸甲酯/丙烯酸氨基/乙烯基等）和复合树脂或粘接树脂发生双重结合，另一端亲水性基（羧酸基/磷酸基/氢基等）和牙面、金属、瓷、树脂等粘接面发生化学或物理结合。粘接单体的结构不同，粘接性能不同，可粘接的面也不同，因此需要根据粘接要求选择粘接单体和材料。

3. **树脂水门汀** 树脂水门汀是用于修复体粘接的糊状材料。

(1)从形态上分，有粉液调和型和膏糊状型。粉液型是将树脂基质和催化聚合的引发剂分别放入粉剂中和液体中，在不使用时可以保持材料的稳定性。粉液型多属于化学固化类型。膏糊型有单糊型和双糊型。单糊型主要是光固化型低黏度复合树脂，含有对光敏感的引发剂，在可视光的照射下发生聚合。双糊型多属于化学固化和光引发聚合反应的双重固化型低黏度复合树脂。

(2)根据树脂基质不同分为两大类：MMA/PMMA树脂型和复合树脂型。

MMA/PMMA树脂型的典型代表是粉液调和型的4-META/MMA-TBB水门汀，商品名是超级粘接剂（Superbond C&B，

Sun Medical 公司，日本）（图 2-4）。它由具有良好浸润性的 4-META 单体和聚合引发剂 TBB 为主成分所组成。包装上分成液态单体、单独包装的液态 TBB 引发剂和树脂基质粉剂。树脂基质粉末有透明色和牙本质色，可根据需要加以选择。色调的可选择性提高了粘接修复后的美观效果，扩大了适应证的范围。

由于 TBB 的化学成分不稳定，被存储在密闭的金属针管中，这造成了材料的成本上升。使用时扭动针栓将 TBB 液体垂直滴下，按照 1 : 4 的比例，1 滴引发剂和 4 滴单体混合后，再拌入粉剂调和成糊剂，用于修复体的粘接。为了延迟粉液调和后的突然增稠，延长工作时间，液体组分应该冷藏保存，使用前临时拿出。

使用时牙釉质可使用磷酸酸蚀，而牙本质使用柠檬酸－三氯化二铁处理剂（10-3 溶液）。这种处理剂不会使牙本质脱钙。超级粘接剂糊剂的使用对于牙髓的保护具有良好作用，可以在粘接面产生密闭的边缘封闭效果。

超级粘接剂不但可以和牙面（牙釉质、牙本质）发生强力粘接，和金属、瓷、树脂等均具有强大的粘接性能。

和超级粘接剂配套的金属和瓷表面处理剂有 Superbond D liner（复合树脂和银汞表面处理剂）、V Primer（贵金属处理剂）、porcelain liner（瓷表面处理剂）。

复合树脂型树脂水门汀具有磷酸酯基，是双糊状树脂。调和后本身没有粘接性，必须在粘接面上涂抹预处理剂或粘接剂后才能发挥强大的粘接性能。复合树脂型水门汀的代表产品是帕那比亚（Panavia EX，Panavia 21，Panavia F，可乐丽公司 Kuraray，日本）（图 2-5）。





图 2-4　粉液调和型 4-META/MMA-TBB 超级粘接剂（Superbond C&B）的套装组成
A.牙本质表面预处理剂（10-3 溶液）；B.牙釉质酸蚀剂（3% 磷酸）；C.粘接性单体液体；D 透明色树脂水门汀粉剂；E.牙本质色树脂水门汀粉剂；F.引发剂液体(TBB)

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

帕那比亚双重固化树脂糊剂与牙釉质、牙本质、非贵金属、表面镀锡的贵金属材料表面之间均具有较强的粘接性能。Panavia F 含有氟离子，通过缓释氟，有助于提高防止继发龋的效果。帕纳比亚产品中用于牙本质处理的 AD 凝胶（AD Gel），据认为可以显著提高粘接性能和边缘封闭性能。

和帕那比亚树脂水门汀糊剂配套的金属和瓷表面处理剂有 Alloy Primer（贵金属处理剂），Clearfil porcelain bond (Mega bond Primer + porcelain Bond Activator，瓷表面处理剂)（图 2-5）。



图 2-5 帕那比亚复合树脂型水门汀
A.贵金属处理剂；B.自酸蚀牙齿表面预处理剂 A、B 液；C.防氧化剂；D.树脂水门汀双糊剂 A、B 膏

目前市场上有多种具有磷酸酯基的复合树脂类水门汀，多数树脂水门汀属于这一类水门汀的改性产品（图 2-6）。

常用的金属处理剂、硅酸盐类瓷表面处理剂（硅烷偶联剂）氧化物瓷表面处理剂的产品之一见图 2-7。

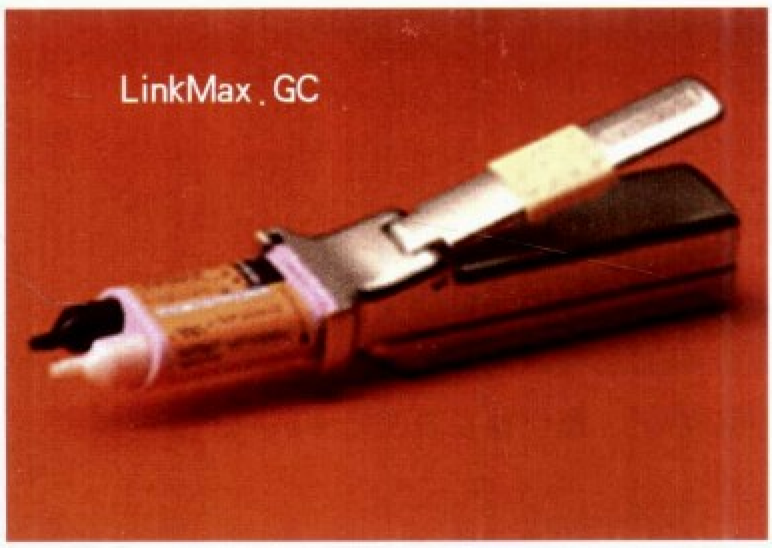










图 2-6 多种具有磷酸酯基的复合树脂水门汀



图 2-7 金属处理剂、硅酸盐类瓷表面处理剂（硅烷偶联剂）、氧化物瓷表面处理剂的产品一例

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

第3章

树脂粘接剂与各种粘接面的粘接机制

- 树脂粘接剂和各种粘接面的粘接机制
- 经典的牙本质粘接表面处理流程
- 粘接修复中各种修复体表面的处理

一. 树脂粘接剂和牙釉质的粘接 (bonding to enamel)

复合树脂类粘接剂与牙釉质的粘接强度可达20MPa，目前牙釉质粘接剂已广泛应用于临床，例如粘接固位型固定义齿粘接桥、贴面粘接、松动牙粘接、窝沟封闭剂、粘接正畸托槽等各种接触牙釉质表面的修复体和充填物的粘接。

树脂型粘接剂与牙釉质的粘接机制主要是机械锁合（mechanical interlocking）作用，即：具有一定流动性的粘接剂渗入经酸蚀后形成蜂窝状孔隙层的牙釉质内，并固化于其中，形成树脂突（resin tag），与剩余牙釉质相互交叉达到机械锁合作用。

二. 树脂粘接剂和牙本质的粘接 (bonding to dentin)

与牙本质的粘接比釉质粘接困难得多，因为牙本质中有原纤维和成牙本质细胞突分布，且含有更多的有机物和水分，因此牙本质粘接剂的开发比釉质粘接剂要晚。

牙本质粘接剂的粘接机制是形成混合层（hybrid layer），这是由日本东京医科齿科大学研究者Fusayama和Nakabayashi提出的。即用表面酸蚀或调节剂清除牙本质表面的玷污层（smear layer）及牙本质小管口的玷污栓（smear plug），并且使牙本质明显脱矿，形成一个三维牙本质胶原网络（tri-dimensional collagenous network）。再使用预处理剂（dentin primer）增进牙本质表面的湿润和浸润性，含有功能性单体的树脂渗入胶原网络之中并固化于其间，形成一个树脂增强的牙本质层（resin reinforced layer），即混合层（hybrid layer），厚度为2～10μm。混合层的存在与否是树脂和牙本质粘接能否成功的关键。

经典的牙本质表面处理及粘接过程如图3-1所示。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

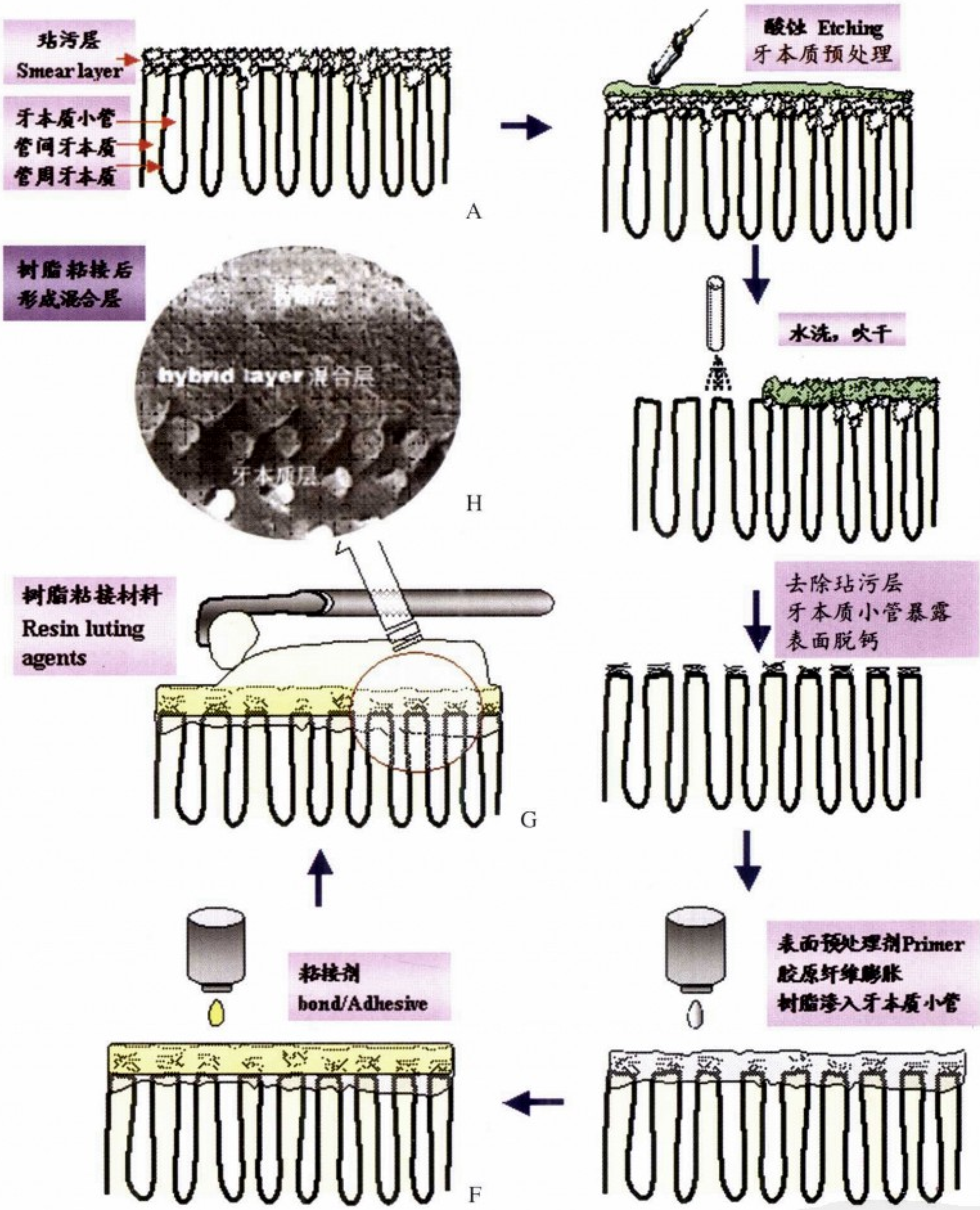


图 3-1 经典牙本质粘接的步骤

A.备洞或基牙预备后牙本质表面形成玷污层；B.牙本质表面清洁后用弱酸酸蚀；C.酸蚀 10～30s 后水洗、吹干；D.玷污层去除后牙本质小管暴露，表面胶原纤维网塌陷；E.涂抹表面预处理剂，吹匀。使塌陷的胶原网膨胀，树脂渗入胶原网中和牙本质小管内；F.牙本质表面涂抹粘接剂，吹匀后可视光照 20s；G.树脂充填或用树脂水门汀粘固修复体；H.显微镜下观察粘接面形成树脂混合层

三. 树脂粘接剂和金属的粘接 (bonding to cast metal)

金属表面是结晶状固体物质。

通常，纯金属的表面能较高，高分子粘接剂可以较好的浸润被粘接物表面。但新鲜的金属表面暴露于大气中，很快形成金属盐或 1～3nm 厚的氧化膜，金属表面被污染，使表面能下降，则会影响粘接剂的浸润。在金属表面氧化的同时，还有水分吸附在其上，且吸附力很强，只有经过高温处理才能除尽。此外，还有醇类或其他物质附着在金属表面，大大影响了对金属的粘接。因此，在对金属粘接前，通常要对其进行表面处理。

传统的表面处理方法是通过电镀或喷砂的方法在金属表面形成网格、微孔，增强树脂与金属之间的机械固位作用。再用蒸汽清洁其表面。这样处理后的非贵金属与树脂的伸拉粘接强度可达 20MPa。

金属表面的处理有以下方法：

机械处理

- 机械打磨，喷砂粗化，50μm 氧化铝粉末
- 激光蚀刻，形成粗糙面
- 化学蚀刻，强酸成蜂窝状结构
- 电解蚀刻，高低不平的立体结构

化学处理（主要适用于贵金属合金）

- 热处理
- 镀锡
- 硅涂层（silica-coating），喷砂后高温下在表面喷涂有机硅

偶联剂处理（coupling agent）

- 有机硅烷类，和硅涂层处理联合使用
- 粘接性预处理剂 Primer，里面含酸性集团的粘接性单体
- 含羧酸酯基团的衍生物如 4-META
- 含磷酸酯基团的衍生物如 MDP，亲水层和金属，疏水层和树脂结合

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

因为金属材料是不透明的，粘接时可视光不能透过金属层固化其内层的粘固用水门汀，因此树脂水门汀的引发体系多为化学固化型。

金属粘接系统由树脂粘接剂和金属表面预处理剂（metal primer）组成。金属粘接系统含有粘接性功能单体。常用的金属粘接功能单体有羧酸酯类（4-META,4-AET, MAC-10）、磷酸酯类（MDP）、含硫磷酸类（MEPS）、三吖嗪二硫(VBATDT)、含硫环丙烯醯(MTU-6)等。粘接性单体分子构造的一端有和金属发生粘接的亲水性极性基 (CO-O,-COOH, -OH, =S)，另一端和树脂基质内单体发生共聚合。这些粘接性单体和非贵金属发生良好粘接，但是和贵金属的结合不良。贵金属的粘接比非贵金属困难。有二种方法用于改进贵金属的粘接效果。①使贵金属表面非贵金属化（贱金属化处理），如表面镀锡处理；②通过活性物质的涂抹使表面活性化而改性，通常使用“硅涂层”法处理贵金属表面，粘接强度可达 18～30MPa。具体方法是将合金表面用 30～50 μm 直径的氧化铝粉末喷砂粗化、清洁、涂抹氧化硅涂层（silicate coated）进行硅烷化处理（silanated），再与树脂粘接。

四. 树脂粘接剂和银汞合金的粘接

树脂与银汞合金的粘接机制是一种微机械锁合作用，是由于未固化的银汞合金与未固化的粘接剂在未固化之前相互混合而形成的，主要用于银汞合金粘接修复技术（bonded amalgam restoration）。此技术无需制备太多的固位形。粘接剂的使用可以减少银汞充填体的边缘泄漏。由于银汞合金不透明无法透过可视光达到树脂的光固化，因此必须选择化学固化型粘接体系。

五. 树脂粘接剂和瓷的粘接 (bonding to ceramics)

瓷粘接体系可以用于粘接瓷嵌体、瓷高嵌体、全瓷冠桥、瓷贴面及瓷质正畸装置。强大而持久的固位力是全瓷修复体获得良好临床效果的重要条件。相对于其他修复类型来说，可靠的粘接系统对全瓷修复体的意义更大。全瓷修复体的粘接与各种瓷表面处理方法和树脂粘接剂的选择息息相关。不同的全瓷材料需要不同的处理方法才能获得最佳的粘接效果。目前，树脂粘接剂是使用最多的全瓷粘接剂。

瓷的种类繁多，包括硅酸盐类瓷、氧化铝基瓷、氧化锆基瓷。采用相同处理方法时同一类瓷的不同产品与树脂粘接材料的粘接强度没有明显差异；而不同种类的瓷采用同一种处理技术所获得的粘接强度明显不同。因此不同种类的瓷在粘接时处理方法需分别对待。通常的瓷处理方法主要是针对富含硅相的硅酸盐类瓷，硅酸盐类瓷的粘接强度大于新型高强度的氧化铝和氧化锆瓷。

1. 瓷粘接的原理 树脂粘接剂与全瓷形成粘接力的原理主要有以下几种，但究竟哪一种起主要作用，因全瓷的材料不同而异。

(1)机械锁合作用：树脂粘接剂渗入经过表面处理的粗糙甚至具有微孔的瓷表面并固化后，形成树脂的嵌入突而产生嵌合效果。

(2) 化学性结合：树脂粘接剂直接或借助偶联剂与经过处理的瓷表面发生化学反应而结合。

(3) 物理性吸附和润湿作用：树脂粘接剂的分子与瓷表面分子间的距离缩小到极小的程度（如达到2～3Å）时，就会因分子间产生的范德华力而产生黏附作用。

2. 瓷表面预处理 陶瓷是一种高表面能的材料，但是其所含的杂质对其表面能影响较大。新鲜瓷表面在空气中会很快吸附气体与污物，使材料表面能降低，浸润性变差。因此，粘接前必须对陶瓷表面进行预处理，去除表面吸附物，暴露新鲜表面。

预处理的常用方法有：

(1)用50μm的氧化铝微粒喷砂，使瓷表面粗糙化；喷砂可以增加材料的粗糙度和粘接面积，去除表面污染物。

(2)用5%～9%的氢氟酸酸蚀瓷表面。氢氟酸（HF）能选择性的与瓷基质中的硅相发生反应产生四面体的氟硅酸盐，形成瓷表面多孔的不规则结构，增加了粘接面积，方便了粘接剂的渗入。因此，常被用于硅酸盐陶瓷的表面处理。然而对于非硅酸盐陶瓷，因其不含或仅含少量的硅相，故氢氟酸酸蚀不能充分粗糙此类瓷。

3. 硅烷偶联剂 在瓷表面预处理后，需要在被粘接面涂布酸性硅烷水溶液状偶联剂。偶联剂是指在特定条件下产生活性基团，能与粘接界面两侧的粘接物发生化学结合，从而提高界面结合强度的一类化合物。在瓷的粘接修复中常用的是硅烷偶联剂（silane coupling），它是硅酸盐系陶瓷树脂粘接中的重要处理方式。目前可用于瓷修复的偶联剂和树脂粘接剂的种类繁多。

硅烷偶联剂在特定条件下可以生成两种活性基团，分子一端的甲氧基在水解条件下形成硅醇基团（Si-OH），能够和SiO_2表面的羟基缩合形成硅氧烷桥（Si-O-Si）连接瓷表面。分子另一端的有机基团能与有机树脂单体发生共聚反应连接树脂表面。此外，硅烷偶联剂能产生几个单层，凝结成互相交联的硅氧低聚物，同时还能增强树脂在瓷表面的浸润性。树脂和硅酸盐类瓷的粘接强度为20～40MPa。

由于非硅酸盐系陶瓷（氧化铝氧化锆基瓷）中不含或仅含少量的硅元素，常规方法使用硅烷偶联剂所起的作用相对小得多。

4. 硅酸盐类瓷的粘接 传统的瓷表面粗糙处理和活性化处理的方式均适用于硅酸盐类瓷的粘接。即先用50μm的氧化铝微粒喷砂粘接面，使瓷表面粗糙化，再用

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

5%～9%的氢氟酸酸蚀瓷表面。然后涂抹硅烷偶联剂，选择适当的树脂粘接剂粘接。

5. 氧化铝瓷的粘接　由于成功应用于硅酸盐系陶瓷的表面酸蚀处理技术不能充分粗化氧化铝瓷的表面，氧化铝瓷不含或仅含少量的硅，硅烷偶联剂的应用也不会明显提高其与树脂间的结合强度，所以硅酸盐类瓷的表面预处理方法对氧化铝基瓷基本无效。采用通常的粘接方法难以达到和硅酸盐类瓷相同的粘接强度。

对于氧化铝瓷的粘接，需要采取以下特殊技术。

（1）喷砂：喷砂可以使氧化铝陶瓷产生活化的粗糙表面，产生较高的粘接强度，这种表面处理方法被视为此类瓷获得持久强大粘接力的必备过程。同时，因为氧化铝瓷中长石质成分较少，强度较高，对表面结构影响较小，表面成分损失少，仅为传统长石质瓷的1/36，因此这种技术特别适用于此类瓷的表面处理。

（2）表面改性技术：通过表面改性处理——二氧化硅涂层技术，可以提高此类瓷粘接面的硅含量，发挥硅烷偶联剂的化学结合作用，提高粘接强度。目前，二氧化硅涂层技术主要有两种方法：①摩擦化学硅涂层法（tribochemical silica coating），如Cojet、Rocatec系统（3M ESPE）。Rocatec系统基本过程是先用110 μm的氧化铝（Rocatec-Pre粉）对瓷粘接面进行喷砂粗化处理，然后用一种特殊的Rocatec-Plus粉进行第二次喷砂，最后涂布硅烷偶联剂（Rocatec-Sil）。Rocatec-Plus粉由110 μm大小的形态不规则的氧化铝粉加上形态规则的二氧化硅粉组成，喷砂后二氧化硅通过摩擦的方式结合到被处理表面。②热化学硅涂层法，如Silicoater系统，其基本过程是先用110 μm的氧化铝喷砂，然后涂布含有Cr_2O_3的二氧化硅颗粒，以烧结的方式使二氧化硅结合到被处理表面，最后涂布硅烷偶联剂。

含粘接性磷酸酯单体（MDP）的树脂粘接剂（如Panavia系列）可以直接与陶瓷中的金属氧化物（氧化铝、氧化锆等）形成化学结合，获得牢固耐用的粘接。因此，在粘接氧化铝瓷时，建议选用喷砂或表面改性技术预处理瓷表面后，涂布硅烷偶联剂，再选用含磷酸酯单体的树脂粘接系统。

6. 氧化锆瓷的粘接　在现有的陶瓷修复材料中，氧化锆的密度和硬度最大。传统的氢氟酸酸蚀处理对氧化锆陶瓷基本无效。喷砂、偶联剂、Bis-GMA树脂粘接剂及表面改性技术（如Rocatec系统）均无法提供具有耐久性的粘接。有研究发现，在不加任何表面处理（硅烷化处理、喷砂、HF酸蚀、金刚石钻研磨）的情况下，自固化类树脂粘接剂（如Superbond C & B, Sun Medical）的粘接强度比其他任何粘接剂都大得多。另外，在喷砂（110 μm Al_2O_3，压力2.5bar，1 bar = 0.1MPa）后采用改良的含磷酸酯类单体的树脂粘接剂（如Panavia，

Kuraray），由于粘接性磷酸盐单体（MDP）可以直接与氧化锆瓷中的金属氧化物形成化学结合，能为氧化锆陶瓷提供较为牢固耐用的粘接。

与传统硅酸盐类陶瓷相比，关于氧化物瓷特别是氧化锆陶瓷粘接还，需要更深入的研究，以满足临床需要。

硅酸盐瓷表面处理

用50μm 的氧化铝微粒喷砂，使瓷表面粗糙化。

用5%～9% 的氢氟酸酸蚀瓷表面。

涂抹硅烷偶联剂，加温活性化。

氧化铝瓷表面处理

用110μm 的氧化铝微粒喷砂，使瓷表面粗糙化。

表面改性技术——摩擦化学硅涂层法，如Rocatec 系统；热化学硅涂层法，如 Silicoater 系统。

氧化锆瓷表面处理

用110μm 的氧化铝微粒喷砂。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

第4章

树脂粘接剂的发展

●树脂粘接剂的发展－ 树脂粘接系统中各种功能性单体不断导入，粘接性能不断提高

●树脂粘接剂的发展－ 操作步骤逐代简化，操作性能得到提高

在树脂粘接剂的发展过程中新材料、新剂型、新技术的不断问世和改进，同时医用生物材料学的进步为口腔医学带来了莫大的促进作用，使一个个曾经的愿望成为现实，使局限的临床适应证扩大，使难以解决的问题迎刃而解。粘接材料的发展顺应了口腔临床迫切需求的趋势，也是口腔领域产、学、研共同努力的结果。

粘接系统的发展应该从其处理方式和理念的变化为长轴加以理解，也可从临床操作性的改善上来体会（图4-1）。

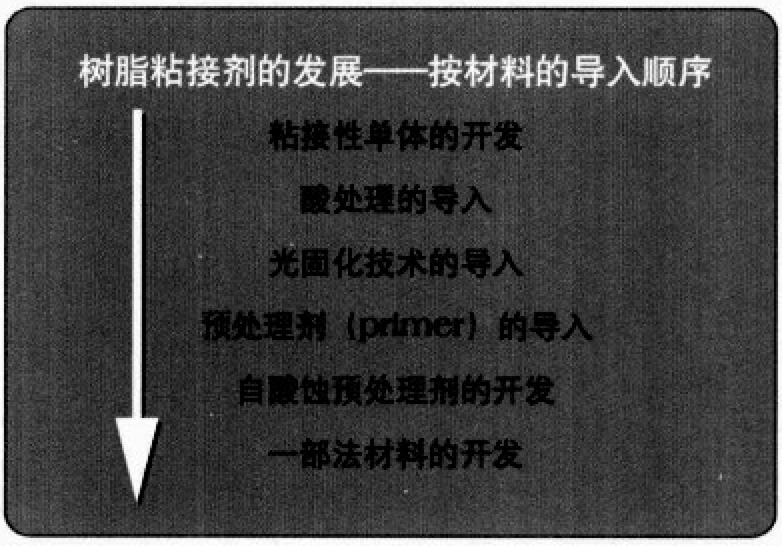


图4-1 粘接系统的发展

一、酸处理的导入和粘接性单体的开发

初期的复合树脂的粘接材料由酸蚀剂（etching）和粘接剂（bonding）组成。酸蚀剂主要使用磷酸。粘接剂是不含填料的液状树脂，并不含具有粘接性能的所谓粘接性树脂单体。当时的粘接枝术不对牙本质进行酸蚀，只对牙釉质施行酸蚀。

1978年，粘接剂可乐丽菲露Clearfil（可乐丽公司）首次问世，在临床术式中采用了对牙釉质和牙本质均施行磷酸酸蚀的全酸蚀方法。粘接剂里采用了具有粘接性的树脂单体（Phenyl-P）。这是历史上首次使用粘接性单体。直到现在，说起全酸蚀，即指用磷酸酸蚀牙釉质和牙本质的方法。

牙质切削后会在切削面形成玷污层。玷污层是牙体预备过程中的热能和局部应力作用于牙体组织，导致无机物破碎解体、有机物凝固而形成。一些学者认为玷污层妨碍了树脂材料和牙质的接触，同时由于玷污层的自身强度差，造成粘接界面的断裂，所以应该在粘接前去除玷污层。如果不去除玷污层则不能获得良好的粘接效果。通过酸蚀的方法溶解玷污层是必要的步骤。磷酸酸蚀不仅可溶解玷污层，还会在牙釉质和牙本质表面发生脱钙现象。但是对于牙本质，有一些学者反对去除玷污层，理由是玷污层去除后使牙本质小管开放，小管内液渗出，造成粘接面潮湿，可能会阻止树脂的渗透，反而降低了粘接强度。因此，主张不去除玷污层而是对牙本质表面改性或溶解。

牙釉质表面脱钙后，釉柱构造形成凹凸形态，釉质结晶里更进一步形成微细的凹凸结构。粘接剂渗入到这种微细的表面凹凸构造里，硬化后形成机械嵌合力（micro mechanical interlocking effect）。牙本质表面脱钙后无机成分消失，胶原纤维暴

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

露。粘接剂渗入胶原纤维层后硬化，形成树脂浸润层又称混合层（hybrid layer），产生强大的粘接力。

有学者担心使用牙本质磷酸酸蚀后可能会对牙髓造成刺激，因此提倡牙釉质仍然用磷酸酸蚀，而对牙本质的处理用EDTA来代替。但是，也有研究否定了磷酸酸蚀对牙髓的刺激。在临床操作中，分别对牙釉质和牙本质进行不同方法的处理也不易实现，显得不现实。

二.预处理剂的导入

磷酸酸蚀牙本质后胶原纤维暴露，在接下来的冲洗和干燥操作后，胶原纤维会发生脱水收缩。其结果是造成胶原纤维层的微小空间进一步变狭小，使粘接剂渗入困难。粘接剂不能充分渗透到脱钙的牙本质表面则不能形成充分的树脂浸润层，不能获得具有耐久性的粘接效果。

磷酸酸蚀之后，需要涂抹预处理剂(primer)，主要利用含有HEMA成分的溶液涂抹后收缩的胶原纤维再度湿润膨润，HEMA成分的亲水性使得粘接剂向胶原纤维层的渗透更容易，可得到更好的粘接效果。但是即使如此，粘接剂向胶原层的渗透仍然不充分。

为了解决这个问题，湿粘接法（wet bonding)，即潮湿状态下的粘接技术(moist bonding）被开发出来。这是在磷酸酸蚀后用水冲洗表面，然后并不干燥表面，直接涂抹粘接剂或预处理剂（primer)。表面暴露的胶原纤维层保持湿润状态，使粘接剂的渗透更加容易。这时为了除去表面的水分，建议重复数次涂抹预处理剂和粘接剂。即使这样，树脂浸润层和粘接层里的水分还可能有残留，引起长期耐久粘接性能的低下。

三.自酸蚀预处理剂的开发

粘接性树脂单体内含有磷酸基或羧酸基等亲水性基团。将这些单体制成水溶液后，会产生氢离子，溶液变成酸性。将这种含有粘接性单体的水溶液作为预处理剂使用，就可以获得对牙面的自酸蚀效果。自酸蚀处理并不去除玷污层，而是对玷污层进行改性。1993年帕纳比亚21（Panavia 21）和可乐丽菲露底粘剂(clearfil liner bond 2)（可乐丽公司）这两个产品问世，使自酸蚀预处理剂的实用化成为现实。这样既可以使牙本质的粘接力有一个明显的提高，对牙釉质的自酸蚀效果也可获得和磷酸酸蚀类似的粘接力。自酸蚀方法不但节省了酸蚀操作，且其后的冲洗也成为不必要，从而使临床粘接操作大大简化。使用磷酸酸蚀时所担心的对牙本质的长期耐久粘接性能的下降问题也得到了改善。这是因为树脂向牙本质表面脱钙层内的浸润和硬化可以更加充分，树脂浸润层及粘接界面的微渗漏减少，不容易发生老化的缘故。

现在，由1液型自酸蚀预处理剂和光固化粘接剂组成的粘接系统在临床操作中占了主流地位。通常需要20s的自酸蚀预处理剂的涂抹，才能获得自酸蚀效果。在不少产品中，自酸蚀预处理剂的pH为1.5～2.5，这种酸蚀效果比磷酸酸蚀轻得多，当然树脂浸润层（混合层）变得非常薄，但是，粘接性能通常和树脂浸润层的厚度没有直接关系。

自酸蚀处理对牙本质非常缓和，所以术后的牙本质感觉过敏的发生率也非常低。

四.一步法材料的开发

自酸蚀技术的应用，使得粘接性树脂自身也可期待获得自酸蚀效果。在含有粘接性单体的粘接剂内添加水分后，树脂粘接剂变成酸性，这成为一步法（one step type）或者全成分一瓶装（all in one type）的粘接剂。一般来讲，一步法粘接剂的粘接性能比由自酸蚀预处理剂和粘接剂构成的2步法粘接系统差一些，但是对于通常的临床使用没有明显的影响。但是，由于粘接性树脂自身含有水分，在聚合前有必要去除水分，为此，在近期的产品中（如G Bond,GL，Japan），涂抹自酸蚀树脂粘接剂后，用不同于以往作法（轻吹干或不完全吹干）的强压气枪来干燥，使粘接剂层尽可能变薄的做法开始多见。

五.去除预处理剂HEMA成分(HEMA Free)的趋势

HEMA成分是牙本质表面预处理剂中最常用的成分，利用它的亲水性，增加树脂在牙本质中的浸润性，增加粘接强度。HEMA的应用使现代的口腔粘接学得到了显著的进步。但是近年来的研究发现，HEMA在树脂聚合后持续存留在混合层中，它会持续吸取水分而使得牙本质小管中的液体上流，同时使树脂软化，使长期粘接效果下降。近期有学者提出了HEMA free的概念，自酸蚀粘接系统的使用也可限制HEMA的使用。但是HEMA的替代品是否能充分发挥表面改性的作用从而增加耐久粘接效果的结论还未形成，还需要长期深入地研究。

六.操作步骤的简化

树脂粘接剂由最初的简单的复合树脂成分发展到含有功能性单体的真正的树脂粘接材料，材料组成和操作步骤由简到繁，粘接强度有了明显的提高。但是繁杂的临床操作带来了许多实际工作的不便，从而又引发了简化操作，同时新一代的材料体系也经历了更新观念的过程。随着粘接概念的更新和材料的改进，粘接材料经历了7代的发展。

最初的3代树脂粘接材料主要由自固化（粉液配合后化学固化）复合树脂担当，

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

因为没有使用粘接性单体，所以不属于严格意义上的粘接。自从牙釉质酸蚀技术开始应用于临床，并出现粘接性单体（4-META，Phenyl-P），随着第4代粘接剂的临床推广，才开始了真正的粘接时代（图4-2）。



图 4-2 第 4 代～第 7 代粘接剂系统

典型的第 4 代粘接系统的操作分为 4 步骤，用 37% 磷酸进行牙釉质酸蚀后，改用弱酸（15% 磷酸、柠檬酸等）进行牙本质酸蚀，再用含有 HEMA 的表面预处理剂涂抹牙本质表面，继而涂抹粘接剂或将两组分的 AB 粘接剂等量混合后涂抹，均匀吹薄，光固化，再进行复合树脂充填或用树脂粘接糊剂进行修复体的粘接。如果粘接面存在金属或瓷结构，对于金属的预处理，需要使用金属处理剂（MDP 等）或贵金属处理剂（硫磺类）加强金属表面的粘接性能；而对于瓷表面的处理，需要对瓷面行氢氟酸酸蚀后，再涂抹硅烷偶联剂提高瓷的粘接强度，再使用树脂粘固剂进行粘接。

第 4 代粘接剂虽然粘接效果良好，但是操作复杂费时，给患者带来一定的负担，对于不能很好配合粘接操作的幼儿、身体不便和配合性下降的患者尤其不利于操作充分、良好地实施。由于材料组分的复杂性，操作中容易出现失误，也可能因操作者的熟练程度影响最终的粘接效果。

第 5 代粘接剂开始对牙本质表面的预处理操作进行简化，一些产品将预处理剂和粘接剂的成分混合，使三瓶装处理剂变为二瓶装。

随着自酸蚀技术的问世，将酸蚀和预处理及粘接操作合为一步的第 6 代粘接系统大大简化了操作步骤，可以不需要酸蚀和冲洗吹干的操作，在充填或粘固前，仅需涂抹一瓶装的单组分自酸蚀粘接剂即可达到良好的粘接效果。

近年来，更有产品将自酸蚀技术和粘接单体混合入充填树脂或树脂粘接水门汀粘固剂，使树脂水门汀的分子一端带有弱酸性的功能基，形成无需预处理的单组分自酸蚀树脂粘接糊剂（如 Rely X Uni-cem，3M）（图 4-3），可以简便的用于临床操作。为了控制树脂的固化，产品的包装进行了革新，分别将树脂基质的粉剂和功能性单体液剂封入一个胶囊的两端，中间隔以薄膜，使用时，用专用工具穿破隔膜，将胶囊用离心旋转混合器调和成糊剂后，通过专用注射器注出到粘接面。

必须说明的是，简化后的操作可以提高操作的效率，但是还不能提高粘接的强度。从现有的实验结果上看，仍然是 3 步法系统能获得的粘接强度最大，尤其是对于无缺损的牙釉质表面粘接，最好还是应用磷酸酸蚀之后进行分步预处理和粘接操作。如果使用自酸蚀粘接系统，则需对牙釉质表面进行粗糙处理，去除最表层结构。



图 4-3 Relyx Unicem（3M）和注射器

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

第5章

树脂粘接剂的优点及临床操作步骤

- 树脂粘接系统具有多种其他水门汀无法比拟的临床应用优越性
- 树脂粘接系统进行修复体粘固时的临床操作步骤

一.粘接强度高

粘接强度的大小和两方面的因素有关，即机械固位力和化学固位力。磷酸锌水门汀等无机水门汀和牙面及修复体表面的粘接只通过表面粗糙的凸凹结构发生机械固位，所以粘接强度低，而自从玻璃离子体水门汀和树脂粘接剂及树脂水门汀问世之后，由于这些水门汀自身的功能性单体及树脂基质成分通过离子交换或树脂浸润层的方式与牙表面发生化学结合、与修复材料表面发生分子结合，大大提高了水门汀和牙表面及修复材料之间的粘接强度。

表 5-1 显示了按照国际工业标准测试方法（ISO/TR11405）将各种粘接材料粘接到牙面后的剪切粘接强度（强度单位为每平方毫米断面积内所受的牛顿力，MPa）（入江正郎，2002）。从中可见树脂水门汀具有最强的粘接强度。当然，粘接强度的测定结果与测验时的方法、条件和测试者的因素等有密切的关系。测试对象和粘接系统不同，粘结强度的变动值和测定误差也很大，不同时间和条件下所得到的粘接强度的绝对值不宜用作粘接材料之间的横向比较，在此仅作为相对值用于比较参考。

表 5-1 不同水门汀粘接树脂试片到牙面后的剪切粘接强度（MPa）

粘接材料	牙釉质	牙本质
聚羧酸锌水门汀	1.5	2
玻璃离子体水门汀	1～2.5	3.2～3.9
树脂强化玻璃离子体水门汀	8.3	7.1～8.1
树脂水门汀	12.4～13.5	8.0～13.3

耐久粘接强度是反映经过长期温、湿度变化及反复使用产生疲劳后的粘接强度。耐久粘接强度的高低更关系到长期临床使用后的远期效果。和其他水门汀相比，树脂粘接材料由于具有化学结合、树脂水门汀本身硬度高、吸水和溶解量少、韧性大、物理性能优良，具有更好的耐久粘接强度。

二.边缘封闭性好

由于具有高粘接力，充填体或修复体与牙面之间充满树脂粘接糊剂或以混合层形式存在，不容易产生微裂隙，可以减小微渗漏，增加边缘的封闭效果。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

三.具有边缘充填效果

树脂粘接水门汀中含有无机填料，固化后具有一定的硬度和体积。当修复体边缘的适合性稍差而有少量间隙（通常小于0.1mm）时，用树脂水门汀粘接具有一定的充填效果。

四.美观性好

表面预处理剂为无色透明稀薄液体，树脂粘接剂为透明黄色微黏稠液体，树脂粘接水门汀糊剂在聚合后有透明无色、淡色、牙本质色的不同种类（图5-1）。选择使用透明色或淡色糊剂，则粘接后基本不显示牙面和修复体之间的粘接界线，美观性好。对于瓷贴面这样的菲薄修复体，不但容易透过贴面透出其下牙本质的本色，而且水门汀的色调也会透露出来。所以水门汀自身的色调要美观，必须具备遮色性和可调色性，通过色调的变化提高修复体的美观性。



图 5-1 多数树脂水门汀产品在聚合后有各种不同的色调，可以具有遮色性，也可以呈现透明性

五.具有广泛的临床应用适应证

树脂粘接材料的临床用途主要有以下几种。

1.**牙釉质粘接** 直接树脂饰色（coloring），直接法树脂贴面粘接，间接法树脂贴面的粘接，瓷贴面的粘接，粘接固位固定义齿粘接桥的粘接，高嵌体的粘接，松动牙粘接、正畸用托槽粘接等。

2.**牙本质粘接** 窝洞充填前牙本质表面粘接处理防止微渗漏和继发龋，牙颈部楔状缺损或牙齿重度磨耗的局部粘接充填，嵌体及高嵌体的粘接，全冠的粘接，桩的粘接，树脂核的粘接，间接和直接盖髓治疗时的边缘封闭处理，牙本质感觉过敏的处理，折裂牙的粘接等。

3.**金属的粘接** 金属粘接桥翼板的粘接、烤瓷冠的修理、金属支架和树脂的粘接。

4.**陶瓷材料的粘接** 全瓷瓷嵌体及高嵌体、瓷贴面、全瓷冠、全瓷粘接桥的粘接。

5.活髓的保存 活髓保存药物的密封，防止微生物的侵入。

6.正畸粘接 金属带环的粘接、金属托槽的粘接，瓷托槽的粘接，烤瓷冠上托槽的粘接等。

7.龋齿预防粘接 窝沟封闭等。

8.牙本质过敏的预防和治疗 牙本质预处理剂可以渗入牙本质小管，树脂粘接剂可在牙本质表面形成混合层，封闭牙本质小管开口，减轻对牙髓细胞的刺激，减轻牙本质过敏症状。

9.骨粘接 骨水泥等。

10.软组织粘接 软组织伤口粘接处理。

六. 树脂粘接系统粘接修复体的操作步骤

1.牙表面和修复体表面的物理处理：清洁，喷砂。

2.酸蚀。牙釉质表面用37%磷酸或牙釉质处理剂处理，牙本质表面用草酸、鞣酸、柠檬酸等弱酸处理，或牙釉质和牙本质用全酸蚀法（all etching）处理。

3.瓷表面用氢氟酸酸蚀后，涂抹硅烷偶联剂。

4.金属表面尤其是贵金属表面涂抹金属处理剂。

5.牙表面涂薄层粘接剂 Adhesive、Bond。

6.牙本质粘接使用自酸蚀粘接剂时，可不使用酸蚀剂而直接涂抹自酸蚀粘接剂。

7.牙面和修复体粘接面放置调和好的树脂粘接糊剂（base + catalyst、粉液型、糊剂型、自固化型、光固化型、双重固化型）。

8.牙本质粘固使用自酸蚀一体型粘接糊剂时，可不做表面酸蚀和粘接处理，直接放置自酸蚀一体型粘接树脂糊剂。

9.修复体按压就位。

10.去除修复体周围多余树脂。

11.粘接树脂和空气接触面涂抹防氧化剂，遮断树脂粘接材料和氧气的接触，避免树脂表面或边缘未聚合层的遗留。

12.按照产品说明时间进行各面的可视光照射（自固化型无须光照，按照产品说明等待固化时间）。

13.清洁修复体和牙面。

14.冲洗，完成粘接。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

第6章

树脂粘接剂的选择标准

- 在临床选择粘接系统时，粘接强度、生物相容性、美观性、操作性、性价比等都是比较标准，其中粘接强度和生物相容性最为关键

现在口腔材料市场上销售的牙科树脂粘接系统有几十种，还不断有新产品或者现有产品的更新换代出现。种类虽多，但万变不离其宗。口腔树脂粘接系统均分别由基本的Bis-GMA类、羧酸酯类和磷酸酯类变化而出。这些粘接系统各具特色，各有优缺点，在临床使用中应该针对不同的临床适应证进行选择，发挥不同产品的特长，避免其不足。如果选择不当，则可能使粘接效果下降，也可能出现对牙髓的有害刺激。

对粘接系统的要求有多个方面，粘接强度、生物相容性、美观性和颜色丰富程度、操作的便利性、性价比等都是选择粘接系统的标准，其中粘接强度和生物相容性是最关键的标准，修复体的机械固位力或牙体粘接面的固位形越差，对粘接强度的要求就越高。在活髓牙粘接中，剩余牙本质厚度越薄，越容易对牙髓产生影响。使用者对于粘接系统化学组成的了解，对其物理和生物性能的理解，有助于获得安全、有效的长期临床粘接效果。

一.粘接强度和耐久粘接强度

(一)反映粘接强度的物理指标

按照国际工业标准，有以下相关的反映粘接强度的检测项目：

- 拉伸粘接强度(ISO6922)
- 微拉伸粘接强度
- 剪切强度(ISO4587,ISO11003-2)
- 剥离粘接强度(ISO8510,ISO11339,ISO4578)
- 冲击（压缩）粘接强度(ISO9653,ISO11343)
- 楔形破坏粘接强度(ISO10354)
- 扭转粘接强度(ISO11003-1)
- 疲劳粘接强度(ISO9664)
- 破坏方式观察(ISO10365)

最常用的粘接强度检测方法有以下几种（图6-1）。

树脂粘接系统的选择标准

粘接强度
生物相容性
美观性
操作性
性价比

1.拉伸粘接强度(tensile bond strength) 通常制作粘接面直径为3～5mm的圆柱形试片通过粘接剂或水门汀粘接到被粘接面上，从相反方向牵拉粘接面，测量粘接面或试片破坏时的力量大小。由于容易发生试片本身的破坏等问题，现在倾向于使用微拉伸粘接强度试验。

2.微拉伸粘接强度（micro-tensile bond strength，μTBS）是1994年由日本学者Sano开发的检测方法。将试片切割成粘接面积仅为0.5～1mm的纺锤形,然后进行拉伸实验（图6-2),可以大大提高实验的准确性和

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

应用范围，现在被国际上普遍采用。

3.剪切强度（shear bond strength） 通常制作粘接面直径为3～5mm、厚度为2mm的圆柱形试片，粘接到牙面上后，在生理盐水中浸泡24h，再使用专用单刃状钢具沿着粘接面方向向粘接面施力，测量粘接面或试片破坏时的力量大小。同时用实体显微镜观察粘接破坏的情况，进行分析。现在也有学者（McDonough，1998）使用微剪切粘接强度试验方法，将试片粘接面直径减少到0.7mm。这样可以利用标本牙制作多个试片，也可以减少试片本身的破坏，提高试验的准确性。

4.挠曲粘接强度（flexure bond strength）利用三点受力，测量粘接面破坏或脱粘接发生时的力量大小。

粘接强度的计算方式如下：

粘接强度（MPa）= 粘接破坏时的应力（N）/断面积（mm^2）

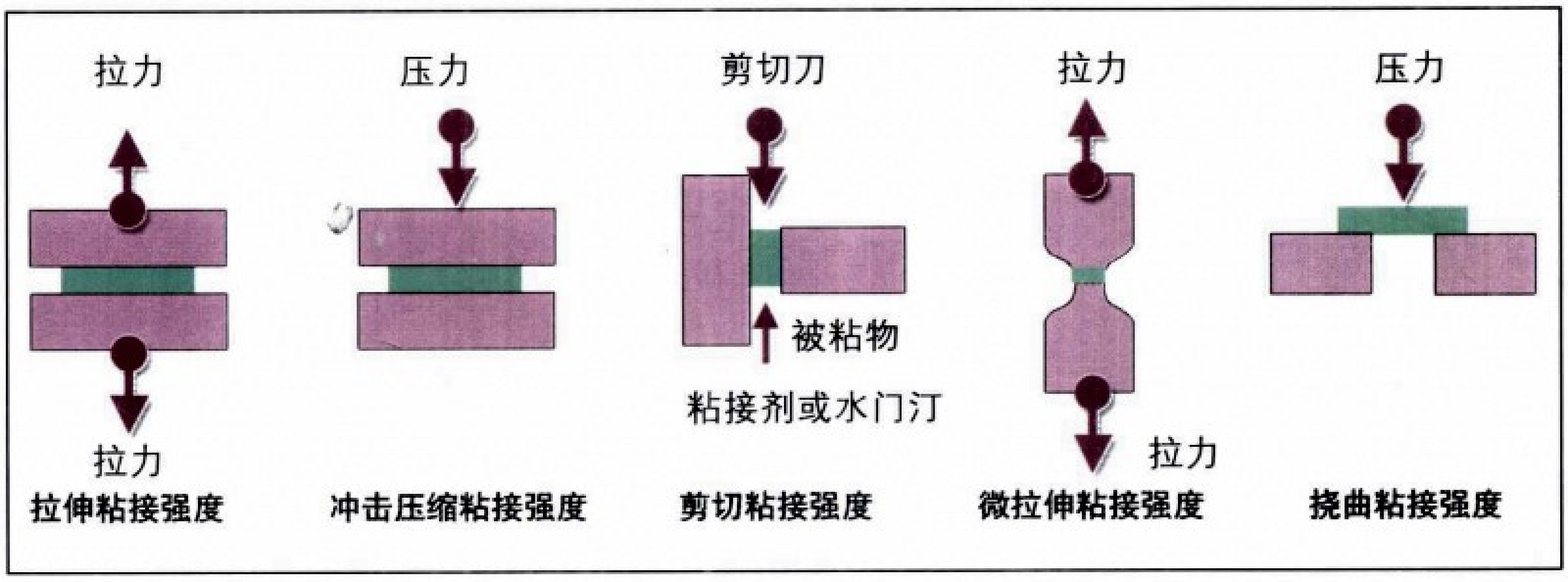


图 6-1 各种粘接强度检测方法示意图

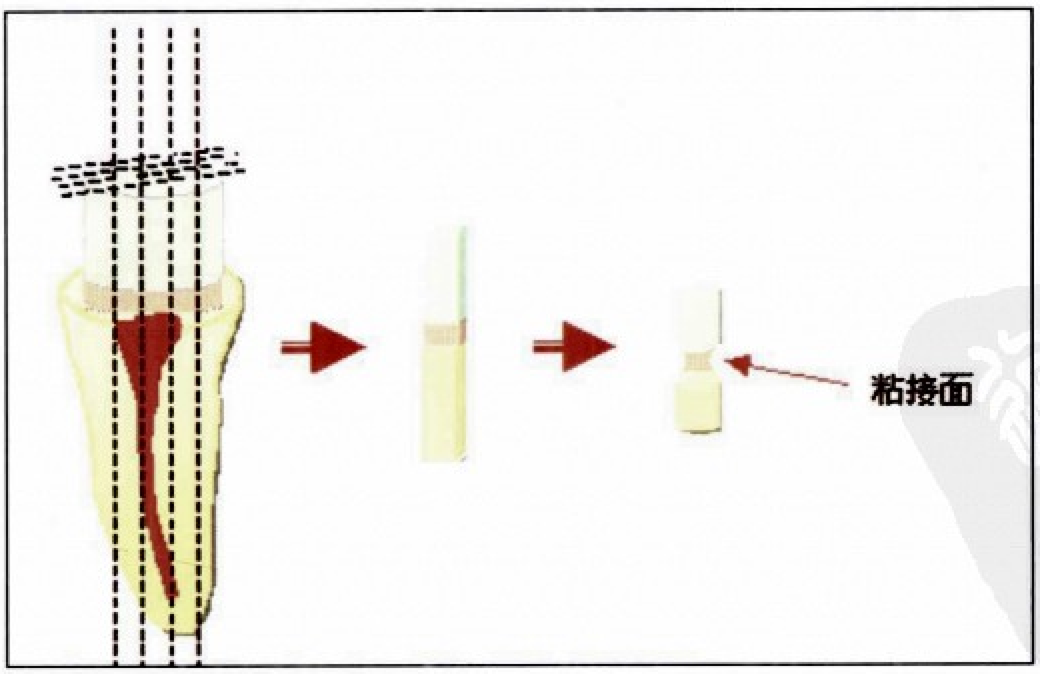


图 6-2 微拉伸粘接强度试件制作流程示意图

先将粘接物通过树脂粘接剂或水门汀粘接到新鲜离体牙的牙本质表面，再将牙纵剖成数个同等大小的柱状体，使粘接面位于中央。再将粘接面切削成断面积为0.5～1mm 的纺锤状，在微拉伸试验机上测定微拉伸粘接强度

用不同的测定方法所得到的粘接强度结果不同，进行材料之间的粘接性强度比较时，要确认其粘接强度的测定结果，是在同一方法，同等条件，统一标准，同时期测定等前提下所获得的，才有比较价值。表 6-1 是归纳了不同文献后的粘接强度比较结果，由于测定条件不尽相同，此结果仅作参考，可以看出压缩粘接强度值最高，而剪切粘接强度或拉伸粘接强度值较低。不同测定者的结果之间也有很大差异。

表 6-1 不同实验方法所测得的树脂水门汀粘接强度（MPa）

	压缩粘接强度	挠曲粘接强度	拉伸粘接强度	剪切粘接强度
牙釉质	206.8～234.8	58.3～94.4	12.4～13.5（吉田） 25.2（Yapp） 19（牙釉质牙本质交界） 12（牙本质） 21（平均）	21.5（Rajech） 33.1（表面粗糙处理）， 21.4（表面光滑）（BT Smith）
牙本质	———	———	5-13.9(吉田) 18-20.2(Yapp)	24.5(Rajech) 14-25(会田) 38.4(BT Smith)

（二）耐久粘接强度

粘接强度
- **即刻粘接强度**
- **耐久粘接强度——冷热循环，咀嚼模拟疲劳实验**

1. **长期临床应用观察** 粘接材料不仅要求有高的初始粘接强度，而且在口腔复杂环境中长期使用后仍能维持粘接效果才能符合临床需要。粘接效果的长期稳定性和持久性可以通过长期的临床应用效果观察来检验。但是获得良好的临床长期观察结果是一个比较困难的工作，需要制定严格符合循证医学要求的临床研究计划，需要在随机分组、双盲对照、起点一致、试验条件一致等各项严格要求下长期坚持进

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

行才能获得可信的结果。

2.在体外模拟长期应用后检测粘接强度 实际长期临床观察来评价粘接性能存在许多困难而且需要较长的观察时间，为了尽快了解一个材料的长期使用效果，模拟口腔环境和施加口腔各种负荷的体外疲劳试验可以提供一个相对可信的参考结果。

口腔环境是复杂的特殊环境。除了反复的切断、咀嚼、研磨负荷之外，修复体和充填体还要经受反复的温度、湿度、酸度的变化。唾液作为溶液，其中的生物酶也对粘接材料的溶解起作用。因此，实际临床应用中所面临的问题要比实验室检测时所附加的干扰因素复杂得多。如果可能，体外实验应该加入这些可能的干扰因素进行长期疲劳加载观察，但是现有的实验条件还不能完全模拟口腔的环境变化。现在可以实现的体外疲劳加载实验通常是赋予温度变化和反复负荷力加载，在一定程度上模拟长期使用的疲劳加载效果。

笔者等研制的TCML（Thermal Lycling Mechaniad Loading)冷热循环咀嚼模拟疲劳载荷实验机（图6-3），可以通过控制喷淋到试件上的冷热水温度变化（5～55℃），通过负荷加载头反复给试件施加压力或拉力，可以对多个试件同时进行连续反复的加载试验。同时，由于加载工作区的平台可规律性平行移动，当加载头受载荷重量落下而沿牙的船面滑动时，加载头的运动轨迹可以模拟额状面咀嚼循环轨迹，加载速度可以模拟咀嚼循环中“慢-快-慢”的时相变化。

经过模拟加载试验后，可以将试件卸下，在精密数控匀速万能实验机（universal instron machine）或微拉伸实验机等检测仪器上检测试件的压缩粘接强度、拉伸粘接强度剪切粘接强度或微拉伸强度等，测定粘接系统的耐久粘接强度。也可在咀嚼模拟实验机上观察粘接面的变化，记录在模

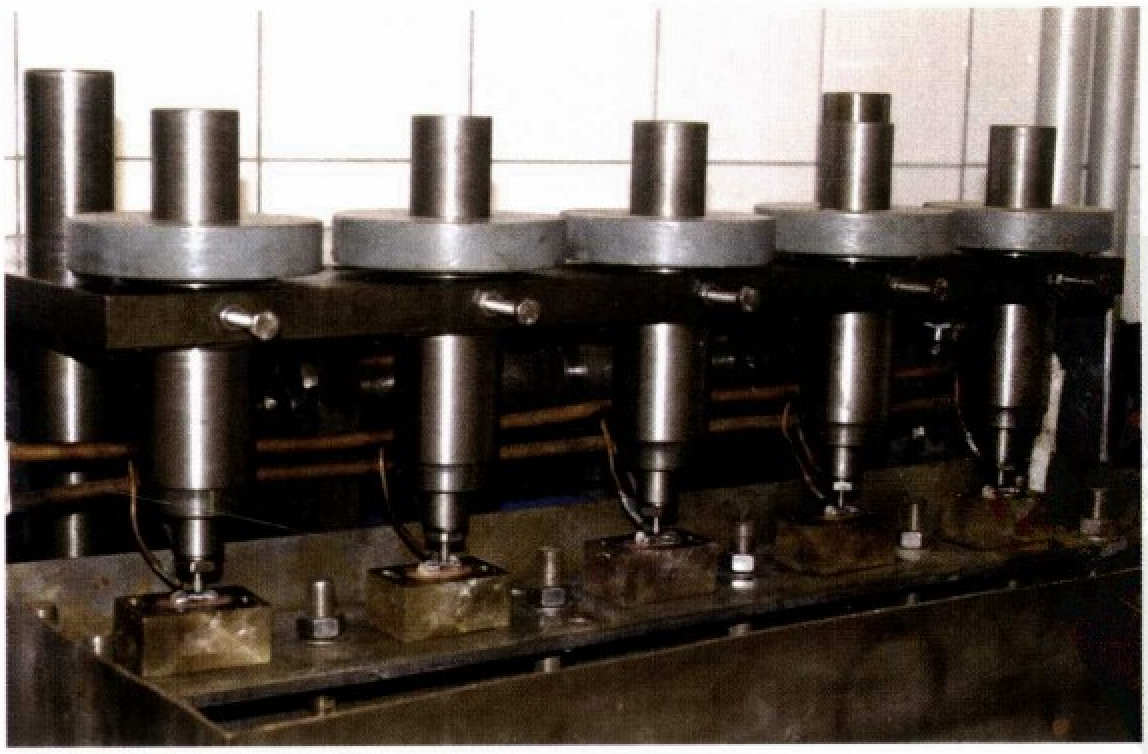


图6-3 北京大学口腔医学院研制冷热循环咀嚼模拟疲劳实验机

拟咀嚼负荷下发生粘接面明显变化甚至脱粘接时的负荷次数，计算出现粘接破坏时换算成的临床应用时间。利用显微镜对粘接面进行微观观察，可以分析粘接破坏的原因。

通常粘接破坏发生在三个位置：牙面和粘接材料之间的界面、粘接材料内部、粘接材料和修复体之间界面。在金属粘接中，通常会发生粘接材料和金属面之间的脱粘接。

（三）各种修复材料的树脂粘接强度

各种材料的粘接强度决定于材料和树脂的粘接强度。当修复体是金属材料或瓷材料时，使用树脂粘接材料进行粘接后，树脂和牙面之间的粘接强度往往大于树脂和修复体之间的粘接强度，修复体和牙面的脱粘接常常发生在树脂和金属或瓷的界面上。表 6-2 显示了树脂、非贵金属、贵金属、硅酸盐瓷、氧化锆瓷的树脂粘接剪切强度。粘接强度的测定结果和检测时的方法、条件和测试者的因素等有密切的关系，测试对象和粘接系统不同，粘接强度的变动值和测定误差也很大，不同时间和条件下所得到的粘接强度的绝对值不宜用作粘接材料之间的横向比较，在此仅作为相对值用于比较时的参考。

表 6-2 各种修复材料的树脂粘接剪切强度（MPa）

研究者	树脂	镍铬合金	钴铬合金	金合金	钛合金	纯钛	硅酸盐热压铸瓷	氧化铝瓷	氧化锆瓷
Dikens	20～37								
Denise		9～11		18～25	10				
Bomfim			10～20						
Peison			11～17						
Duarte, Barbosa				7～10		6			
Kanka							36～51		
Braschi						8～10			
Yoshida								38～51	
Succaria									23

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

可以采取一些表面处理的方式提高各种修复体的粘接强度（图 6-4）。

1.树脂类材料　通过表面喷砂（50 μm 氧化铝粉末）。

2.金属类材料　通过表面处理（非贵金属喷砂、贵金属热处理、镀锡等贱金属化处理）、涂抹金属处理剂（贵金属表面使用硫磺类处理剂，如 V Primer、Metal Primer、Alloy Primer；非贵金属表面可不涂抹处理剂或涂抹含有 MDP 类的处理剂，如 Metal Primer、Alloy Primer）。

3.硅酸盐类瓷　通过表面氧化铝粉末喷砂、氢氟酸酸蚀、涂抹硅脘偶联剂。2.5% ~ 10% 的氢氟酸酸蚀，可选择性的溶解瓷表面的玻璃相，形成不规则的蜂窝状。既扩大了粘接面积又增加机械固位。氧化铝硬而成不规则状，可以使瓷表面粗糙。有文献报道使用 50 μm 的氧化铝粉末喷砂后可提高剪切强度 90%。

4.氧化物类瓷　表面喷砂后可以从一定程度上清洁表面，但是粗化效果不明显，对氢氟酸酸蚀也没有明显反应。最近市场上出现的专门针对氧化铝瓷和氧化锆瓷的表面处理剂有望提高氧化物瓷的粘接效果。摩擦化学涂层技术（Rocatec，Espe）为氧化铝瓷粘接面被覆一层硅离子，可以提高氧化铝瓷的粘接效果。而氧化锆瓷的粘接可以使用自固化类的树脂粘接水门汀如 Panavia21 等。专为氧化铝氧化锆瓷的粘接而开发出来的瓷表面处理剂（如 AZ-primer，松风）利用特殊粘接性单体和瓷表面进行离子结合，以提高氧化物瓷的粘接强度。关于氧化物瓷粘接的研究正处于一个深入展开的局面。

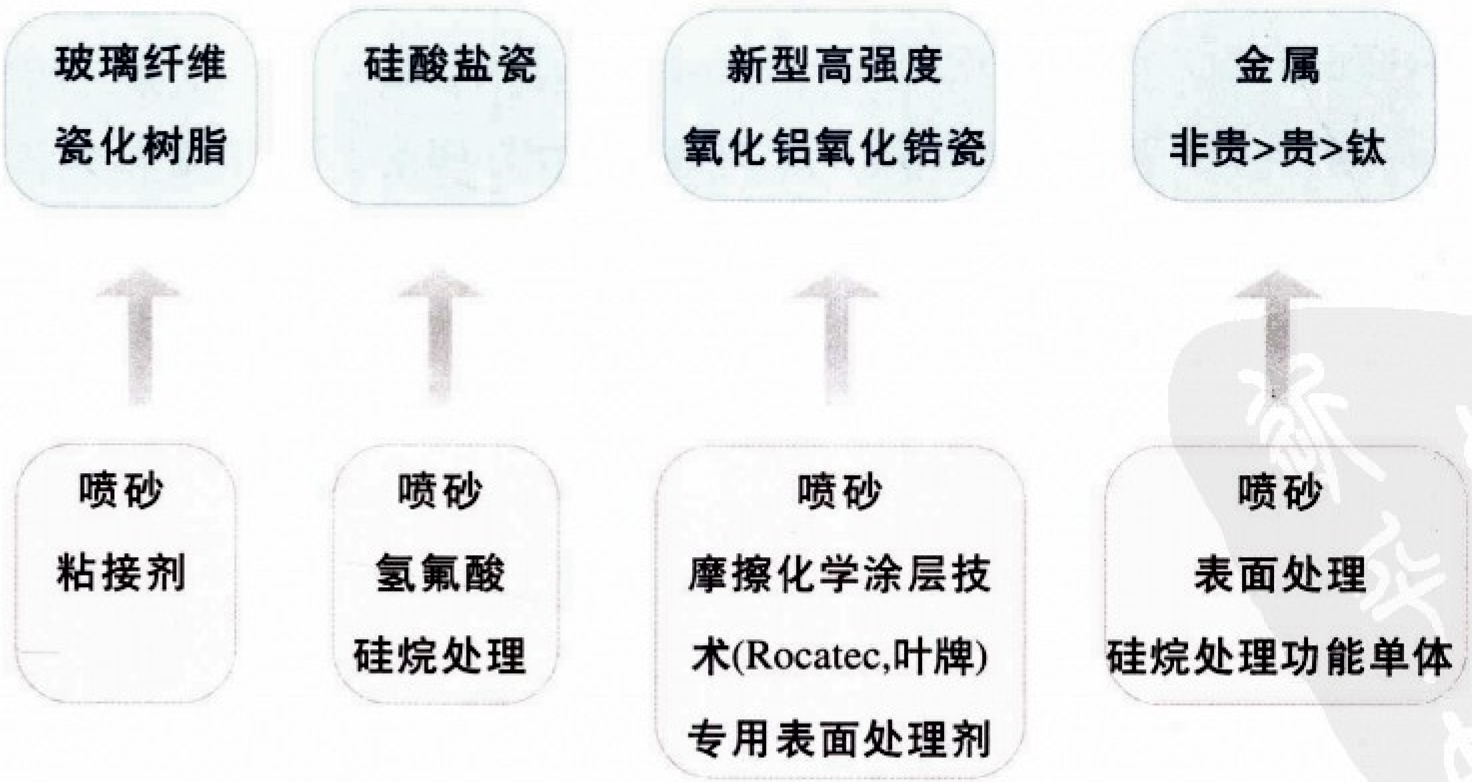


图 6-4　提高修复体表面粘接强度的表面处理方式

二.牙髓安全性

树脂和牙本质的粘接机制是树脂突浸润到牙本质小管表面的脱钙胶原纤维和牙本质小管中，形成嵌合和分子间反应而产生粘接力。树脂基粘接剂及水门汀通过混合层长期密切与牙本质接触。牙本质 - 牙髓复合体具有特殊结构，牙本质小管中分布有牙髓细胞的末端，和牙本质小管的接触就意味着和牙髓的接触。

临床上，近髓时使用树脂基材料后，有时出现术后过敏的表现，有时甚至发展为慢性牙髓炎甚至牙髓坏死。例如在活髓牙全冠、嵌体等的修复中，常常需要磨除大量牙本质，造成近髓状态。而在近髓状态下，多种修复体的粘接或直接充填物的粘接处理，尤其是美学牙科中全瓷修复体的粘接，均需要使用树脂基粘接剂和（或）树脂水门汀。树脂基粘接剂或水门汀的牙髓安全性高低是影响长期临床成功率的重要因素之一。

对于树脂充填后的牙髓进行性炎性改变不同学者之间有不同的观点。有人认为是树脂材料本身的刺激，也有一些学者认为其主要原因不是材料的刺激性，而是由于充填体或修复体边缘密闭性不良，发生了微渗漏，由唾液带入污染物，细菌及其代谢产物刺激牙髓发生炎症。树脂粘接剂和胶原纤维支架相互嵌合形成混合层，成为牙本质小管的密封屏障，可以防止微渗漏的发生。按照微渗漏原因学说，由于树脂粘接材料可产生良好的边缘封闭效果，在彻底消毒处理后，如果没有微渗漏发生就阻断了细菌的侵入，就应该没有对牙髓的炎性刺激，不会发生充填或粘接之后的牙髓炎。但是根据现有的研究结果和临床应用，并不能得出肯定而明确的结论。

另外，长期以来，当去除深龋的治疗中发生意外露髓或在修复体基牙预备过程中发生意外露髓时，一般认为牙髓的无菌状态不易保持，容易发生一过性或不可逆性的牙髓炎并不易恢复。所以，通常需要去除牙髓组织并进而施行根管治疗。牙髓的丧失使牙髓来源的神经血管供应丧失，失去内部营养系统，牙齿容易变脆、变色。为了避免死髓牙的劈裂，又进一步需要桩核冠修复。结果是由于意外露髓，而扩大了治疗范围，损坏了牙齿的健康。为了保存牙髓，也有部分情况尝试使用盖髓剂保留牙髓的。

1930 年 Hermann 首次使用氢氧化钙成功用于活髓牙盖髓治疗以来，其已被广泛应用于临床。但是，现有盖髓剂（氢氧化钙）存在以下缺点：机械性能较弱，随着时间的推移 1～2 年后容易溶解。盖髓剂下方生成的牙本质桥大多有隧孔样结构，影响其远期封闭能力，50% 的患牙会由于微渗漏，出现牙髓感染和坏死。近年来出现的用组织工程方法和替代材料进行的直接盖髓的尝试显示对修复性牙本质的形成有良好的应用前景。

是否能利用树脂粘接剂和树脂水门汀

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

的边缘封闭作用，在促进修复性牙本质形成及促进牙髓恢复后再进一步阻断微渗漏发生的可能，提高直接盖髓的成功率，非常值得深入研究。

目前，有不少文献报道了树脂基粘接材料的牙髓安全性研究结果。主要包括以下几个方面：①树脂粘接剂或水门汀的体外细胞毒性研究；②树脂粘接剂用于近髓时，间接盖髓的牙髓活性研究；③实验性露髓后直接盖髓，动物或人牙的牙髓活性研究。

（一）树脂粘接剂或水门汀的体外细胞毒性研究

不同的树脂粘接剂及树脂粘接水门汀在固化前和固化过程中对体外培养的L929成纤维细胞及人牙髓细胞均有较强的毒性，表现在细胞增值率明显下降。而固化后，无论是树脂粘接剂还是树脂基水门汀，对牙髓细胞的增值率影响均轻微，细胞毒性较低，和阴性对照相比没有显著性差异。

如用MTT法测试牙本质粘接剂Single Bond原液对人牙髓细胞的毒性，结果细胞增值率明显降低（Cavalcanti，2005）。在笔者课题组所完成的研究中发现，具有聚羧酸基的树脂基水门汀SuperBond C&B、具有磷酸酯基的树脂水门汀Panavia F、自酸蚀水门汀Rely X Unicem在固化过程中提取的浸提原液在高浓度时对人牙髓细胞均具有细胞毒性。细胞增值率在50%以下，按照五级毒性评定标准（GB/T 16175-1996 医用有机硅材料生物学评价实验方法）看，属于3级或4级。但不同材料之间细胞增值率有显著性差异，以SuperBond C&B毒性最低。随着稀释倍数增加，对细胞的毒性降低，各浓度间存在显著性差异，25%稀释液的牙髓细胞增值率均有明显上升，恢复到轻微毒性程度（图6-5）。对于固化后的树脂基水门汀SuperBond C&B、Panavia F和Rely X Unicem，浸提原液对细胞增殖率仅有轻微的细胞毒性，不同浓度和不同材料之间差异无显著性（图6-5，图6-6）（孔宁华、姜婷，2006）。

用MTT法测试牙本质粘接剂Clearfil SE Bond、Heliobond、Prime & Bond NT、Single Bond、Syntac Single Component固化后的浸提液对体外培养人牙髓细胞影响时发现，仅有轻微毒性作用，以SE Bond毒性最低（Huang，2002），对体外培养的L929成纤维细胞也仅有轻微毒性作用，也是以SE Bond毒性最低（代慧珍，2004）。

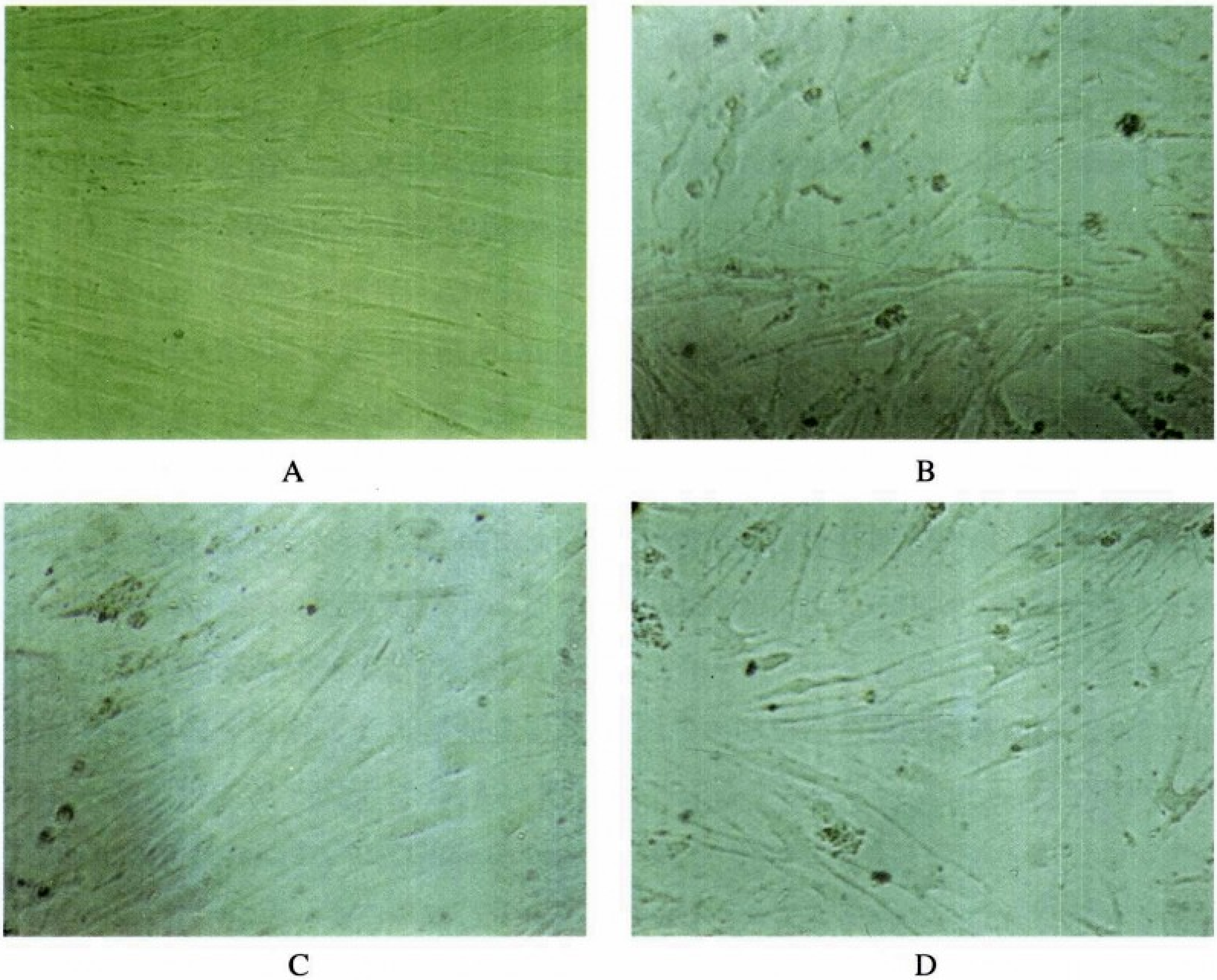


图 6-5　固化后树脂水门汀浸提液对人牙髓细胞形态的影响
A.阴性对照；B.Panavia F；C.Chemiace；D.SuperBond C&B

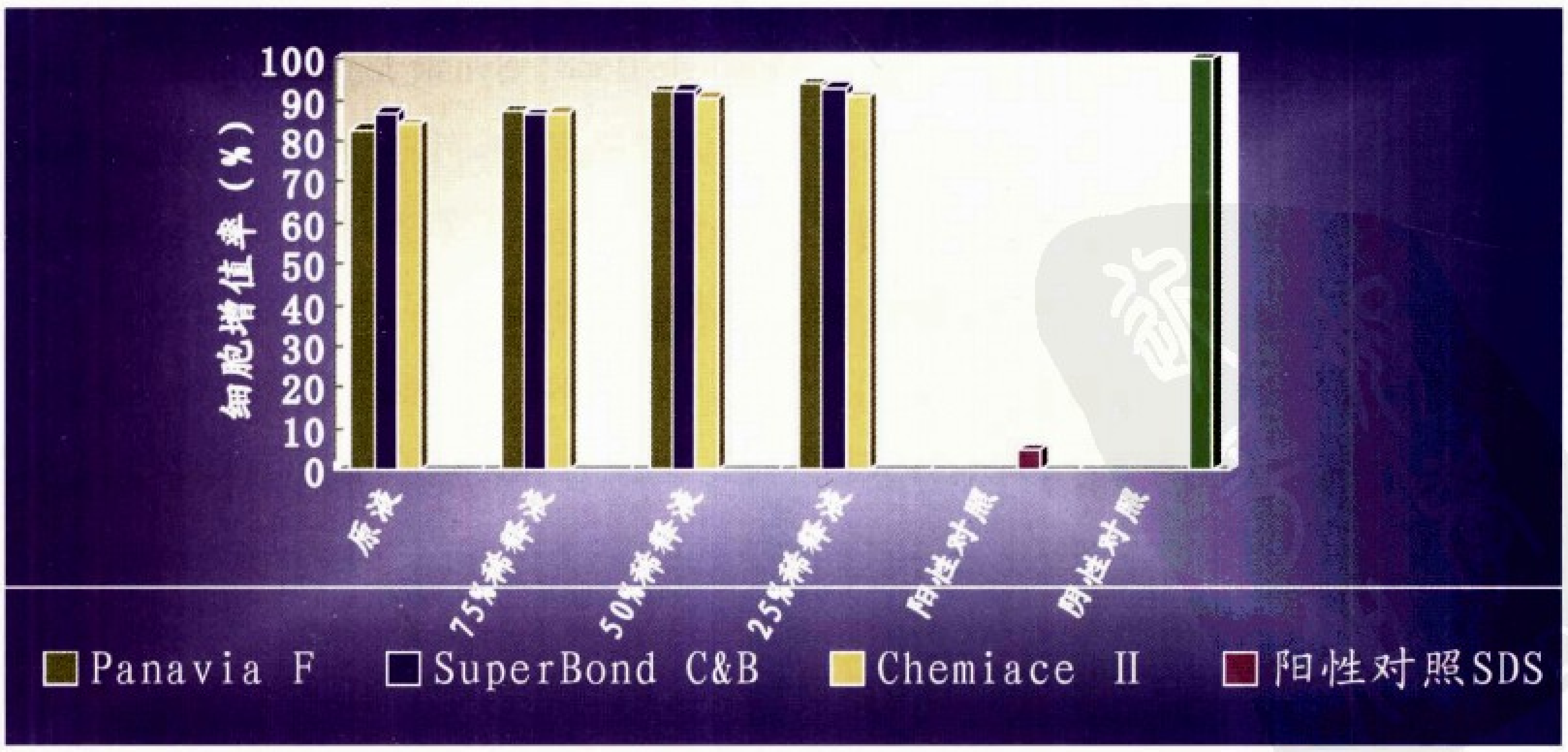


图 6-6　牙髓细胞增值率与固化后树脂水门汀浸提液稀释率的关系

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

临床提示

应尽量减少未聚合树脂基水门汀与活体牙髓牙本质复合体的接触量和接触时间，以减少未聚合物质的释放量，降低对牙髓组织损伤的可能性和程度。

光固化型或双重固化型树脂基水门汀应快速光照，增加光照时间。

化学固化型树脂基水门汀，固化时间较长，应掌控好使用时机。

（二）树脂粘接剂用于近髓粘接或间接盖髓的牙髓活性研究

一些动物实验及临床实验表明，牙体预备后剩余牙本质厚度（RDT）是决定牙髓创伤严重程度的主要决定因素，牙髓不良反应与RDT成反比。当剩余牙本质厚度大于0.5mm时，某些种类的牙本质粘接系统如All Bond 2(Hebling, 1999)、One step (Cosat 2003)、single bond(Costa 2002)用于间接盖髓是安全有效的。自酸蚀牙本质粘接系统较全酸蚀牙本质粘接系统更安全，而全酸蚀后，牙本质粘接剂One Step、Prime &Bond NT对牙髓有轻度的刺激(Hebling,1999；黄翠，2004)。

（三）实验性露髓后直接盖髓的动物或人牙的牙髓活性研究

关于实验动物和人牙使用牙本质粘接剂进行的直接盖髓的牙髓活性实验，现有文献显示出截然不同的研究结果。一些研究显示树脂粘接剂安全有效。如使用牙本质粘接剂Clearfil Liner Bond 2在猴牙内直接盖髓(Akimoto,1998)、SE Bond在Beagles犬牙内直接盖髓(陆玉,2005）后2～3个月，均显示牙髓组织健康，穿髓部位的牙髓组织表层出现和用氢氧化钙盖髓后相似的牙齿硬组织形成。另一些研究则显示用牙本质粘接剂直接盖随后牙髓出现炎症反应，无牙本质桥形成。如在猴牙内直接盖髓(Araujo,1999)、用牙本质粘接剂UB（国产）和Adaper Prompt在犬牙内直接盖髓(何惠明,2005)。Medina比较了七种牙本质粘接剂直接盖髓后的牙髓炎性状态后发现，四种含有BIS-GMA（Single Bond，One step, Perme Bond F, One-up）的粘接剂与牙髓组织具有良好的生物相容性，未引起或仅引起轻度的牙髓炎症，并且像氢氧化钙一样能够诱导牙髓形成牙本质桥；而另外三种含UDMA的粘接剂（AQ Bond ,Imperva Fluorobond, Prime &Bond）在直接盖髓后，牙髓出现重度炎症表现并且没有牙本质桥形成。从而提示牙髓对不同的牙本质粘接剂有不同的反应，选择具有良好生物相容

性的牙本质粘接剂就成为治疗成功的前提。

综上所述，现有的研究已经获得的结论有，固化前的牙本质粘接剂或树脂水门汀原液均具有较强的细胞毒性，稀释后毒性明显降低，不同的粘接剂及树脂水门汀的细胞毒性明显不同，以 Superbond C&B 为低。固化后的树脂基材料的细胞毒性明显降低，而且树脂粘接材料之间没有显著性差异。剩余牙本质厚度是决定牙髓健康状态的重要因素，但是某些树脂粘接材料可以成功地用于间接盖髓和直接盖髓。无论是间接盖髓还是直接盖髓，自酸蚀牙本质粘接系统较全酸蚀牙本质粘接系统更安全，某些含有 BIS-GMA 的牙本质粘接剂在直接盖髓后不引起牙髓的炎性改变，而且有修复性牙本质桥的形成。

（四）临床选择建议

1.活髓牙的粘接 用于牙釉质粘接时，如粘接固定义齿、瓷贴面等，由于有足够厚的牙釉质和牙本质屏障阻挡粘接材料对牙髓的刺激，所以不易引起术后过敏或牙髓刺激症状，在选择粘接材料时，主要考虑粘接强度和操作性等性能因素。

用于牙本质粘接时，如嵌体、全冠等，根据剩余牙本质厚度选择粘接材料。剩余牙本质厚度越薄越需要选择细胞毒性小的材料。

2.死髓牙的粘接 主要是桩核和冠的粘接，根据粘接部位和粘接要求选择高粘接强度和易于操作的材料。可以较少考虑材料对牙髓的刺激等因素。

三. 操作性

临床上操作的简易性和稳定性是重要的操作性能评价标准。简易性主要看材料的组成及材料调和及操作的方便性。稳定性是指少受或不受操作者技术熟练程度的影响（low handling sensitivity），在不同的时间和环境条件下都能发挥相似的所期待的材料性能。

组分少，操作步骤少可以简化操作，提高效率。如自酸蚀粘接剂，一瓶装粘接剂、单糊剂粘接水门汀都可使操作简化。

双糊剂自动调和装置和形态便捷的水门汀输送器也可确实提高粘接操作的准确性和方便性，减小操作压力。

光固化和双重固化粘接糊剂可以通过光照掌握固化时间，可以在需要的时间内达到早期固化，有利于操作者灵活掌握操作进程。

化学固化型材料中选择工作时间长，硬化时间短的产品可以提供充分的操作时间，并且修复体粘接后等待时间短，缩短椅位占用时间。

树脂粘接水门汀糊剂中具有多种色调和透明性的产品，可以提高修复的美观效果，增加选择的范围和灵活度。

材料稳定性的提高需要靠产品学研的共同努力，开发出性能更良，可靠性及持久性更高的产品。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

第7章

各种粘接修复对粘接剂的要求

●各种粘接修复对粘接剂的要求和选择要点

PDG

一.固位形不良金属冠的粘接

固位形不良金属冠粘接剂要求
化学固化或双重固化，高粘接强度

属于牙本质粘接，根据牙髓活性首先选择牙髓安全性高的树脂粘接剂和水门汀。

由于可视光不能透入到金属冠内面的粘接材料中，所以应该选择即具有化学固化诱导物又具有光固化诱导物的双重固化型粘接材料。使用可视光固化冠边缘材料，达到金属冠边缘的早期固化，从而获得修复体的早期初期固定，然后凭借化学固化作用逐渐达到完全固化。修复体就位后应该在修复体边缘涂抹或注射防氧化剂，然后等待水门汀的固化。

选择双重固化，耐久粘接强度高的粘接水门汀。

二.根内修复体（桩核）的粘接

根管内桩核粘接剂要求
自酸蚀粘接剂，双重固化，流动性好

属于根管内壁牙本质粘接。

由于根管内不易于涂抹酸蚀剂，所以需使用自酸蚀材料，无需冲洗。将粘接水门汀导入细长的根管内，需要材料具有良好的流动性。根管内不易导光，所以需要使用光固化及化学固化结合的双重固化材料。

选择自酸蚀粘接剂，选择双重固化、流动性好的树脂粘接糊剂。

三.粘接固位固定义齿（粘接桥）的粘接

粘接桥粘接剂要求
耐久粘接强度高，透明性好，流动性好，弹性好，抗挠曲强度高

粘接固位固定义齿是最少损伤牙体组织的粘接固定修复体。属于牙釉质粘接或牙釉质为主，牙本质为辅的混合牙面粘接。牙釉质粘接时粘接材料对牙髓的刺激

选择耐久粘接强度高，透明性好，流动性好，弹性好，抗挠曲强度高的树脂水门汀。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

性很小，这时主要考虑耐久粘接强度等因素。粘接固位固定义齿的边缘常位于牙齿邻面和𬌗面，所以材料需要具有透明性和美观性。粘接义齿上承受咬合力载荷时，会以不同方向或程度向两侧基牙传导，同时两侧基牙具有不同的生理动度，所以粘接材料需要具备足以缓冲基牙间不同动度的弹性和抗挠曲强度，抵抗基牙摇动产生的脱粘接力。粘接材料必须具备良好的流动性，容易浸润到所有粘接面获得最大粘接面积。

四.牙周夹板的粘接

可在控制病因的前提下固定外伤或牙周病等原因造成的牙齿松动，属于牙釉质粘接。粘接材料对牙髓的刺激性很小。所以主要考虑粘接强度和抗挠曲强度。还要选择色调为透明的树脂糊剂以保证粘接后的美观效果。

牙周夹板粘接剂要求

透明性好，流动性好，弹性好，抗挠曲强度高

选择流动性非常好、富有弹性、具有透明色调的树脂粘接糊剂。

Superbond C&B 树脂水门汀具有高度的粘接性和抗挠曲强度，具有一定弹性，尤其适用于牙周夹板的粘接。

五.硅酸盐瓷贴面的粘接

属于牙釉质粘接。

树脂粘接水门汀必须有色调丰富的试色剂和相应的树脂粘接糊剂。

为了达到早期固定修复体，防止修复体变位的目的，需要早期适时光固化。选择光固化或双重固化型树脂粘接糊剂。

需要耐久粘接强度高的粘接系统。

硅酸盐瓷贴面粘接剂要求

光固化，试色剂种类丰富，耐久粘接强度高

光固化或双重固化，试色剂色调丰富，耐久粘接强度高。

六、硅酸盐全瓷冠的粘接

属于牙本质粘接。

选择双重固化，耐久粘接强度高，牙髓安全性好（活髓牙时）的树脂粘接糊剂。

硅酸盐全瓷冠粘接剂要求

双重固化，耐久粘接强度高

双重固化，耐久粘接强度高，牙髓安全性好。

七.瓷嵌体的粘接

属于牙本质和牙釉质粘接。

选择透明性好，流动性好，粘接强度高，牙髓安全性好的树脂粘接糊剂。

瓷嵌体粘接剂要求

双重固化，耐久粘接强度高，牙髓安全性好

双重固化，耐久粘接强度高，牙髓安全性好。

八.氧化铝氧化锆瓷的粘接

属于牙本质粘接。

选择抗疲劳粘接强度高、牙髓安全性好（活髓牙时）的树脂粘接剂。

氧化铝氧化锆瓷粘接剂要求

耐久粘接强度高

耐久粘接强度高。

九.近髓时的粘接

属于牙本质深层粘接，近髓，在要求粘接强度的同时，需要强调选择材料的毒性和刺激性小、牙髓安全性好的粘接材料。

近髓时粘接要求

牙髓安全性好

牙髓安全性高，粘接强度高。

Superbond C&B和Clearfil SE Bond被实验研究多次证实具有较低的牙髓刺激性。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

第 8 章

树脂粘接剂在牙体缺损修复中的应用

- 尽可能少的磨除天然牙体组织的治疗法是现代牙科治疗的原则和趋势，而粘接修复是实现这种原则的有效手段
- 牙体缺损修复中直接树脂修复的应用
- 桩核、部分冠、全冠修复中的粘接要点和操作步骤

PDG

一.直接树脂充填

（一）适应证

牙体缺损未达牙髓腔，缺损小而固位形好，活髓牙没有牙髓炎症状时，可选择使用直接树脂充填。

直接树脂充填的适应证：

（1）缺损部位在殆面窝沟部未涉及近远中邻面接触点。

（2）缺损部位在颊舌侧窝沟。

（3）缺损不包括牙尖。

（4）缺损涉及近远中边缘嵴及邻面但局限于接触点左右。

（二）最少牙齿磨除治疗（minimum intervention dentistry, MID）的概念

传统的龋齿治疗方法是依据G.V.Black提倡的备洞法，去除龋坏部分并扩大磨除健康牙本质形成一定的箱状洞型，提供充填物的机械固位形态和抗力形态后进行充填的方法。传统的银汞及复合树脂和牙质之间没有化学结合反应，充填物必须依靠和洞壁的摩擦和嵌锁保持充填体的固位，充填体必须具有一定的高度、厚度以保证强度。但是随着树脂粘接剂的出现，树脂充填体可以借助粘接剂和余留牙质之间发生化学结合，也就是化学粘接，可以不受洞型的限制而维持固位，粘接剂使树脂充填体和牙质成为一体，加强了充填体和牙质的抗折裂能力。

最少牙齿磨除治疗法就是仅去除龋齿的混浊层，最大限地保留下方透明层和健康牙本质，利用粘接进行牙体缺损修复的方法。

（三）充填之前使用和不使用树脂粘接剂时窝洞边缘的封闭性比较（表8-1）

传统充填材料银汞硬固后发生膨胀，使得银汞充填物和预备后的洞壁之间紧密贴合。但是随着牙质的磨耗和充填物周边的破损，充填物和洞壁之间出现微渗漏，唾液和细菌渗入，逐渐出现继发龋。而复合树脂聚合时发生收缩，容易产生和窝洞壁之间的间隙。充填之前在洞壁涂抹粘接剂，使充填物和洞壁紧密粘接，可以减少发生微渗漏的可能性，预防继发龋的发生（图8-1）。

表8-1　树脂粘接剂增加粘接强度的效果比较（剪切粘接强度MPa）

	牙釉质	牙本质
不使用树脂粘接剂直接充填	2	1.5
使用树脂粘接剂	11～24	8～22

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

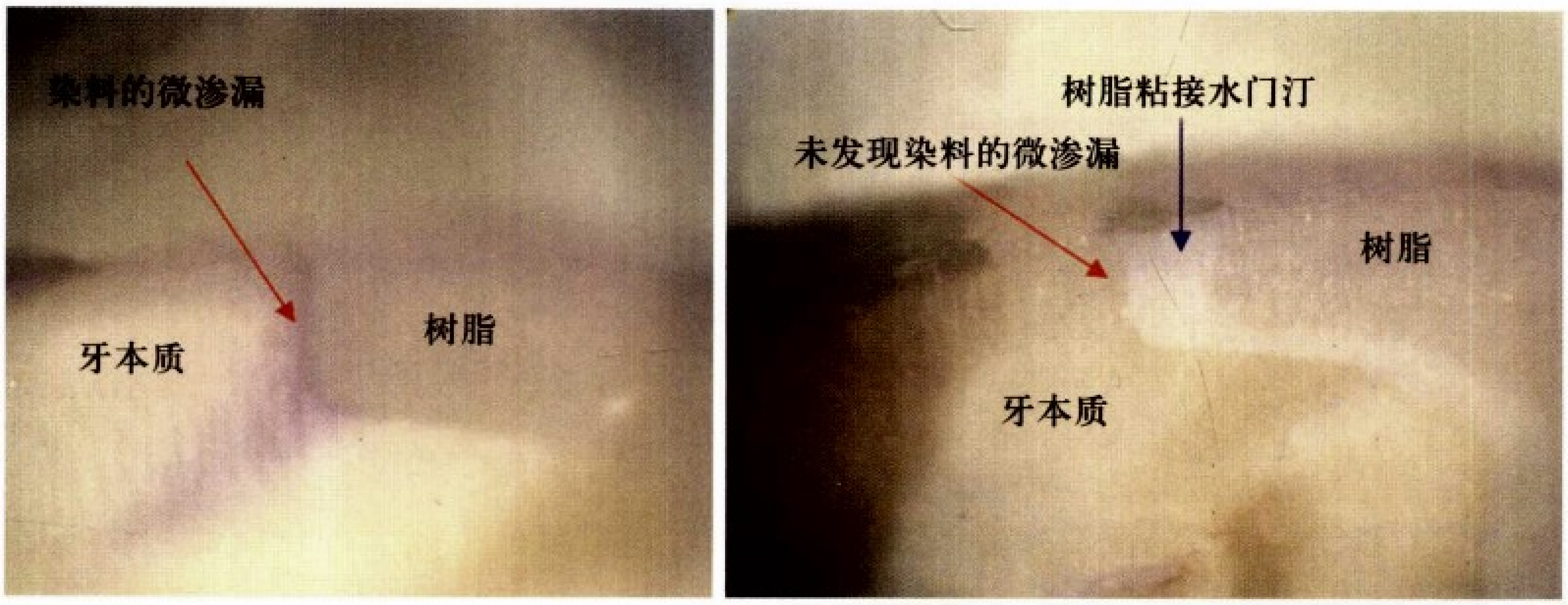


图 8-1 使用及不使用树脂粘接处理的充填物的边缘微渗漏比较
（首都医科大学附属安贞医院江青松副主任医师提供照片）

左侧:未使用树脂粘接处理的树脂充填物和牙本质交界处有明显的染料微渗漏发生
右侧:使用树脂粘接水门汀处理的树脂修复体和牙本质之间没有染料的微渗漏发生

（四）直接充填技术

1.龋齿的去除和窝洞预备　粘接材料的进步和发展使牙釉质和牙本质的高强度粘接成为可能。由此，利用粘接性复合树脂修复时，仅仅去除感染牙质从而形成自然的洞形，尽量不去除健全牙本质，可以实现保存牙质的窝洞预备。下面将对复合树脂修复时必要的龋齿去除技术加以叙述。

（1）龋坏牙本质外层的去除：龋坏牙本质分成有细菌感染的牙本质外层和没有细菌感染但受到影响的牙本质内层。去龋时应该仅彻底去除牙本质外层，而牙本质内层比健康牙本质软，是可以再钙化的组织，应该予以保留。

实际临床操作时，由于没有明确的区别牙本质外层和内层的诊断标准，有几个可以作为参考的判断方法。其中利用牙质的硬度、颜色、潮湿度、切削时的痛感、龋齿检知液（caries indicator）的染色程度等几种方法均可帮助判断。

牙本质的硬度在龋坏牙本质中软而接近健全牙本质时逐渐变硬，在去除龋变牙本质时重要的是注意切削感的变化。慢性龋的牙本质外层颜色呈现黑色或深茶色，接近健全牙本质时颜色变淡。龋齿外层的潮湿度大，逐渐的变成粉末状。在掌握切削感的同时应该把握龋变处性质的变化。龋坏牙本质外层组织属于坏死层，去除时没有痛感;如果切削时患者感觉疼痛则说明牙本质为生活层，应该停止切削。龋坏牙本质内层的牙本质小管内钙化使牙本质小管的通透性下降，切削时的疼痛阈值比健全牙本质提高。仅仅切削牙本质预备窝洞的话，可以不需要局部麻醉即可进行充分的治疗。

医师具有一定的临床经验后，可以同时利用几个标准来综合鉴别龋坏牙本质并

达到仅仅去除龋坏牙本质的目的。但是还不具备充分的临床经验的医师可以借助龋齿检知液来进行龋坏组织的去除。

图 8-2 显示了从龋坏牙本质到健全牙本质和牙髓的牙本质状态的变化和龋齿检知液的染色性能。

（2）龋齿检知液的使用方法。临床上使用的具有代表性的龋齿检知液是含有 1% 酸性红的丙烯乙二醇水溶液（可乐丽公司）（图 8-3）。图 8-4 显示了使用龋齿检知液去除龋坏的实际过程。为了去除右下第一磨牙的𬌗面窝沟部龋坏，用金刚砂钻针去除牙釉质，打开窝洞。然后滴入龋齿检知液，放置 10s，水洗。龋坏牙本质外层被染成红色，用钨钢球钻小心去除染色组织。接着继续使用龋齿检知液，反复操作直到组织被染成淡粉色，则可中止操作，染成淡粉色的组织是牙本质内层组织，将此组织保留，即完成了窝洞预备。



图 8-2 从龋变牙本质到健全牙本质和牙髓的牙本质硬度、牙本质小管形态及龋齿检知液的染色程度变化。（部分修改自総山教授的论文）

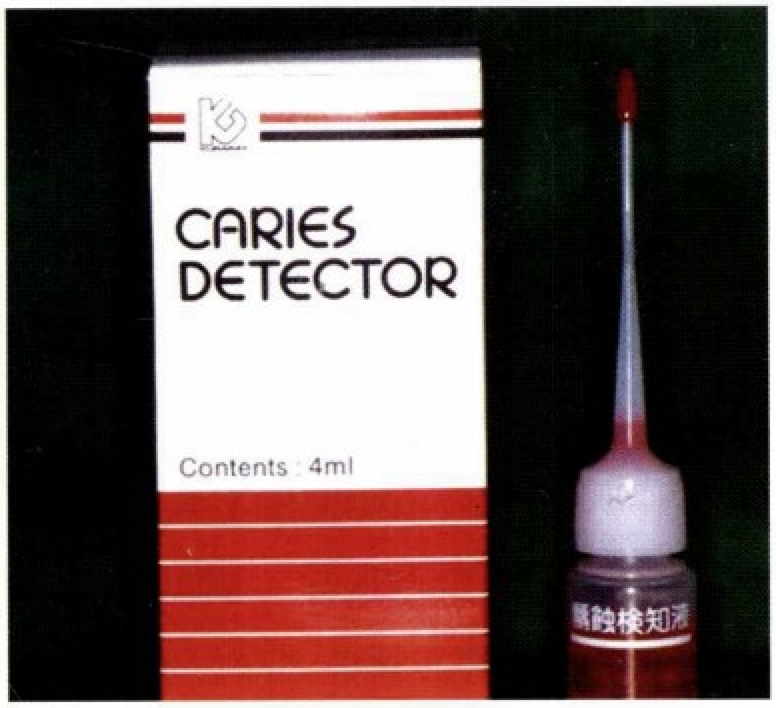
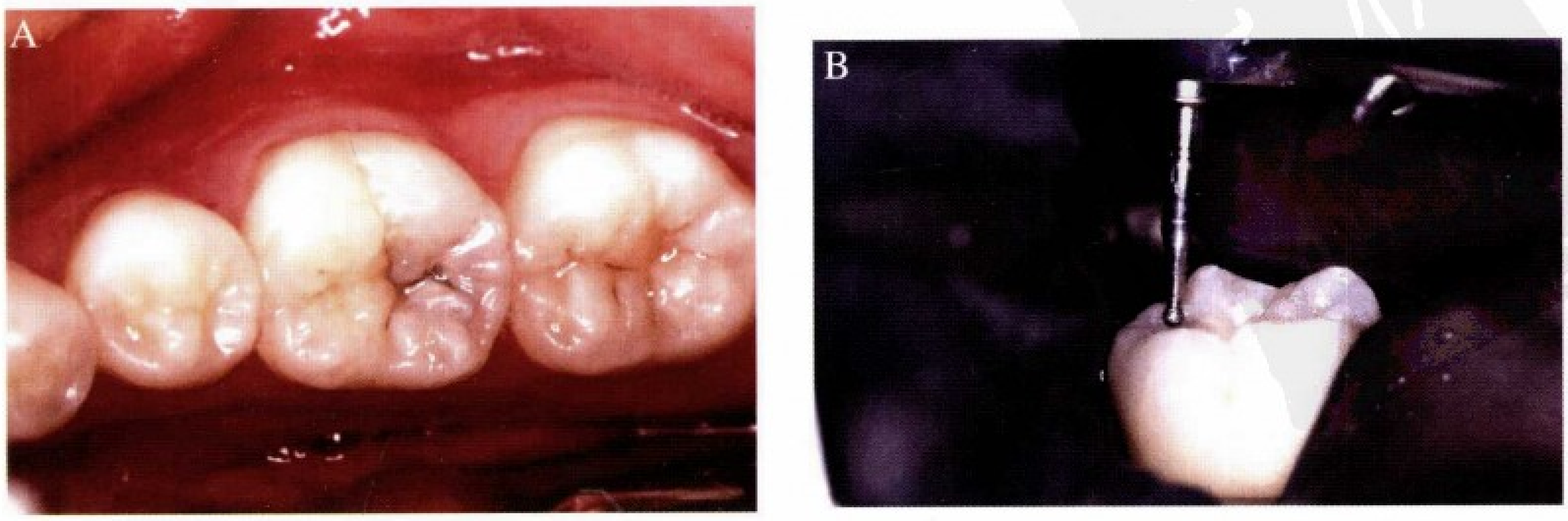


图 8-3 龋齿检知液（可乐丽公司）



公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

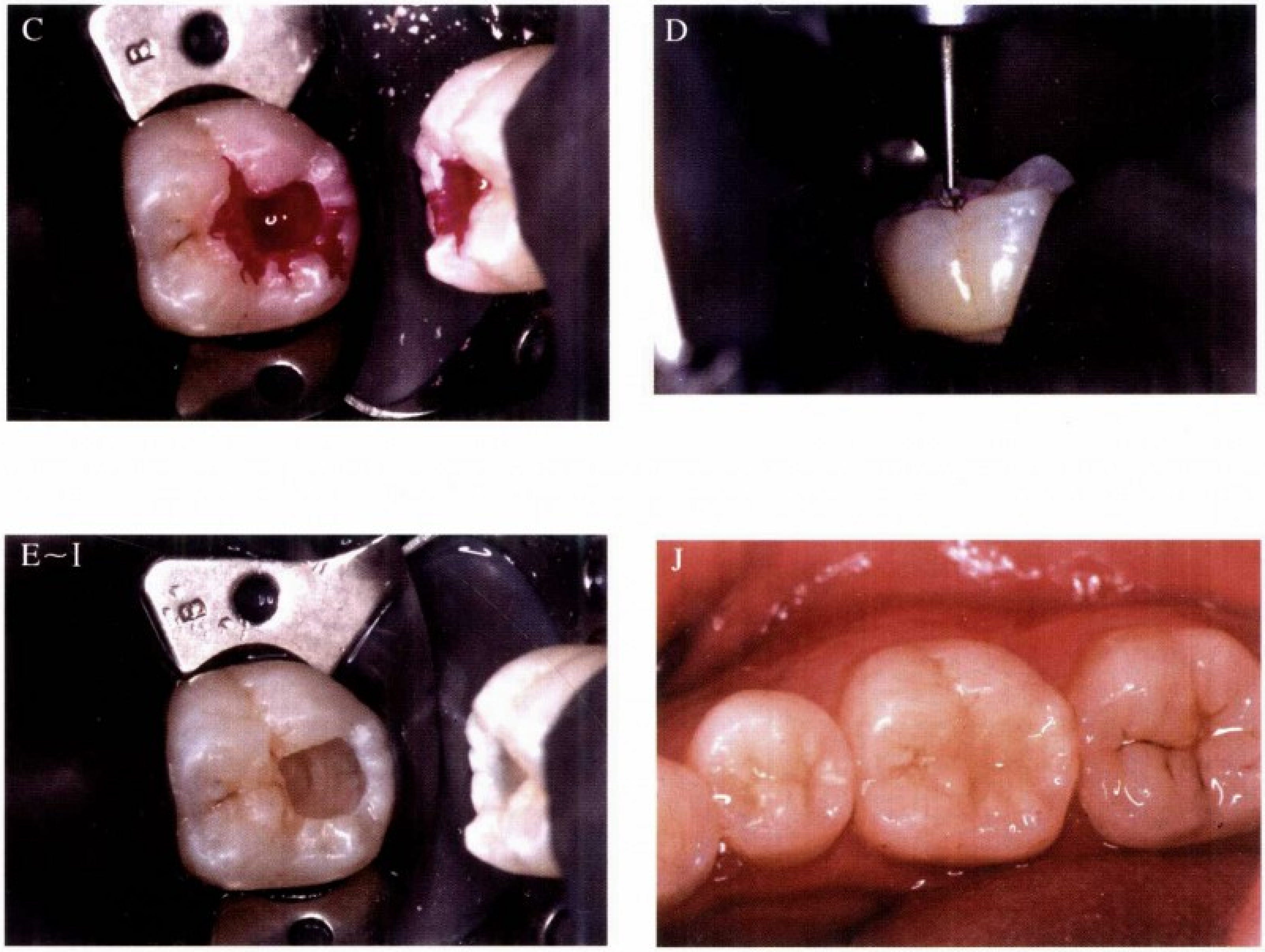


图 8-4　磨牙殆面窝沟裂隙处的龋齿去除和树脂充填

A.术前；B.窝洞的开放；C.龋齿检知液的滴入；D.龋齿去除；E.龋齿去除完成；F.过薄的牙本质和无牙本质支持的牙釉质给予磨除以免日后折裂。冲洗，乙醇消毒；G.在粘接面涂抹牙本质表面预处理剂。吹均匀成一薄层，轻度吹干；H.用粘接剂涂抹粘接面；I.采用光固化复合树脂分层分色（牙本质和牙釉质）充填缺损处；J.复合树脂修复后

2.二类窝洞的复合树脂修复　磨牙的复合树脂修复在保留牙质的基础上效果美观，一次即可完成，患者的满意度高。本节重点介绍使用隔离法进行二类窝洞修复的要点。

二类洞修复的要点是邻面隔离和成形。如果这个步骤完成的好，则后续操作可以容易地完成。在此对临床上实际使用的隔离法加以解说。

常用的隔离法有以下几种。

（1）树脂成形片和邻面楔子（图 8-5）：这是最常见的隔离法。树脂成形片的宽度稍高于牙边缘嵴的高度，用剪刀调整高度。在邻面插入楔子固定成形片。楔子的大小根据邻间隙决定。楔子的材料以木质为多，也有透明的塑料楔子，光照时通过光的散射可提高邻接面树脂的固化效果。

（2）解剖形态成形片(sectional matrix)和固定环（图 8-6）：邻面插入金属质成形片后，用固定环固定。成形片上预制了符合

邻面解剖形态的凸形，可以赋予邻面理想的形状和接触点。但是，也存在窝洞形态和邻牙位置关系不同，和金属环不适合的情况，需要注意。另外，固定金属环时的夹持力不能太大，以防破坏游离牙釉质。

(3)成形环、固位装置和楔子（图8-7）：牙质破坏较大时有效的方法是首先将牙冠部整体用成形环包绕，用Tofflemire的保持器固定。插入楔子。如果不加处理地使用成形环，则牙颈部向上容易形成直面形态，应该用器具将成形环压成曲面。

图8-8是上颌前磨牙的2类洞复合树脂修复病例。在去除龋坏时，余留颊舌侧的游离牙釉质可使后续操作变得容易。

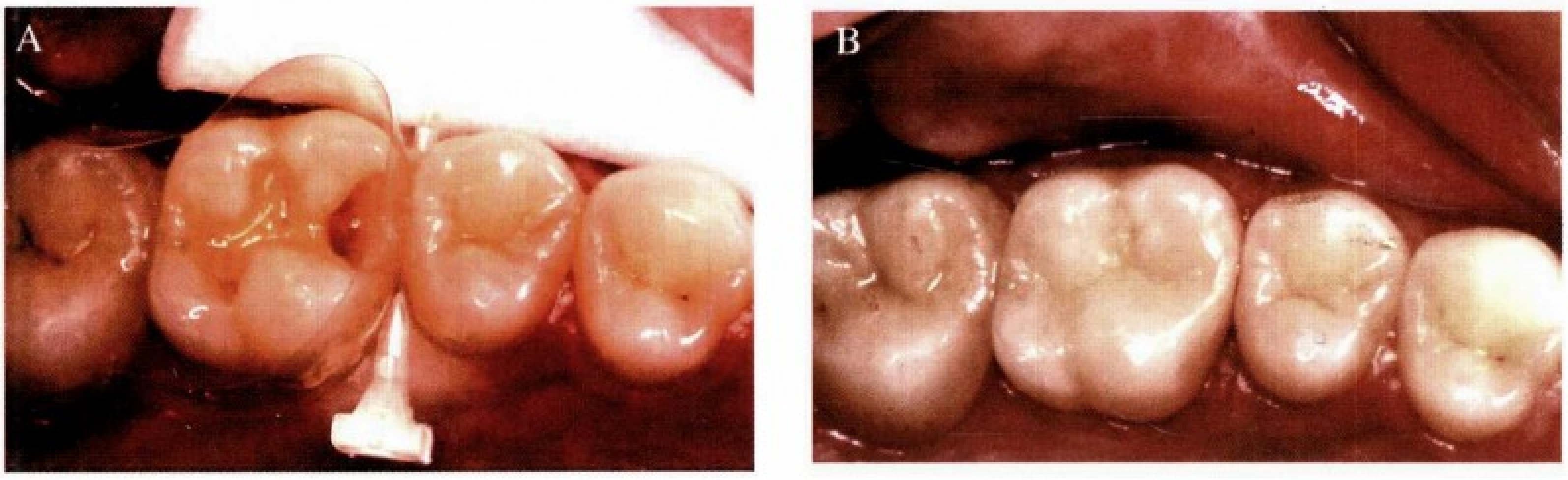


图8-5 树脂成形片的隔离

A.使用树脂成形片和木质楔子的隔离法；B.使用树脂成形片和树脂楔子的隔离法

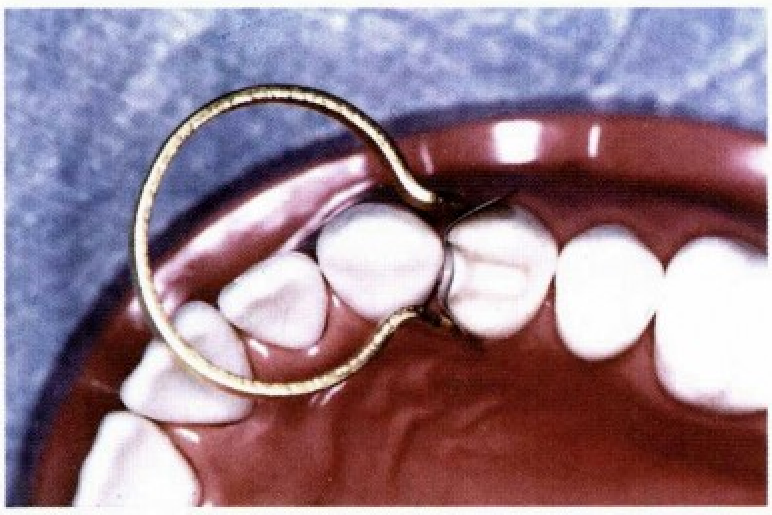


图8-6 使用具有解剖形态的Sectional成形片和固定金属环（contact matrix system）的隔离法



图8-7 使用成形环和楔子（Dentech）的隔离法。用Tofflemire的保持器固定成形环

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

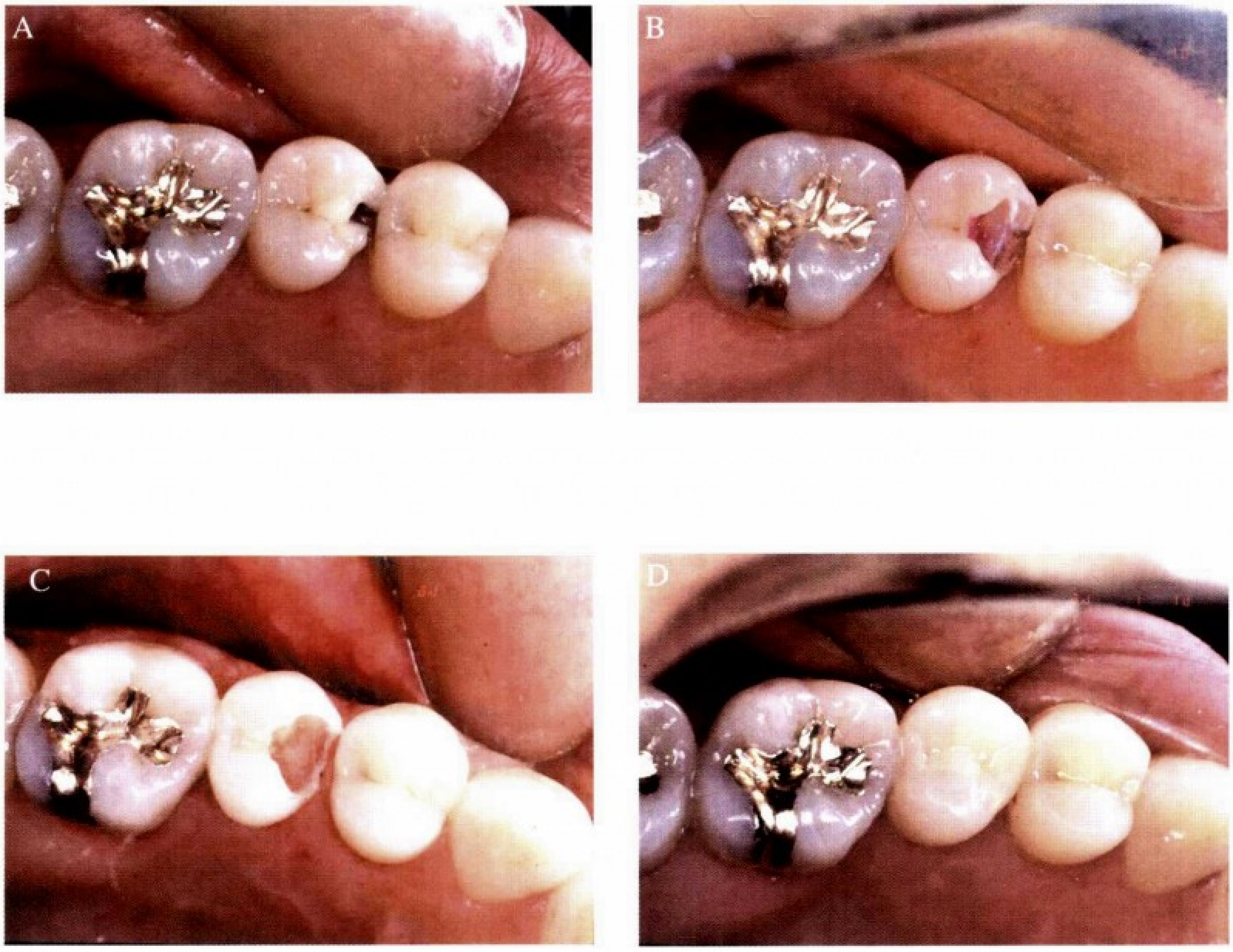


图 8-8　上颌第二前磨牙的二类洞复合树脂修复

A.术前；B.龋洞的开扩和龋齿检知；C.龋齿去除后窝洞成形；D.术后

复合树脂充填时，用平头和棒状的充填器组合使用（图 8-9）。也即将复合树脂向窝洞内运送时用平头器具(图 8-10)，用先端为棒状的充填器向窝洞内挤压，防止混入气泡(图 8-11)。复合树脂充填到少许超出窝洞高度，充分光照使树脂固化。

复合树脂固化后进行形态修整和研磨抛光。进行形态修整的金刚砂钻如图 8-12。

处理𬌗面用金刚砂球钻或棒槌状钻，先确定中央窝位置，再形成窝沟裂隙（图 8-13）。进而形成斜面。然后可进行咬合调改（8-14）。

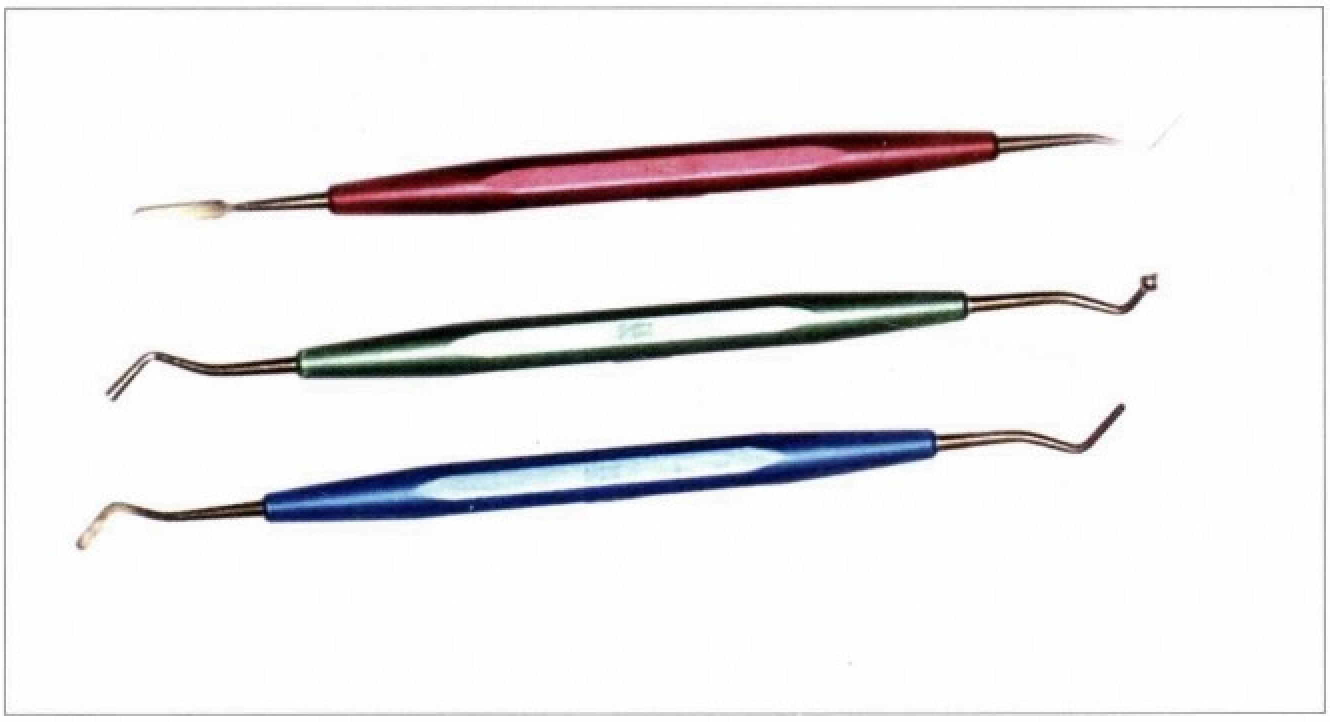


图 8-9 用于复合树脂充填的工具（东京医科齿科大学研制，YDM）

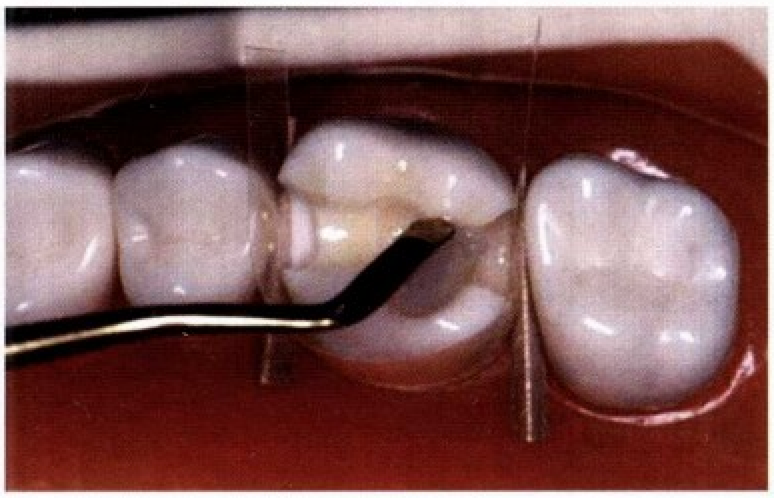


图 8-10 用平头器具向窝洞内运送树脂材料



图 8-11 用棒状器具向窝洞内挤压，避免气泡



图8-12 用于复合树脂形态修整的金刚砂钻一套

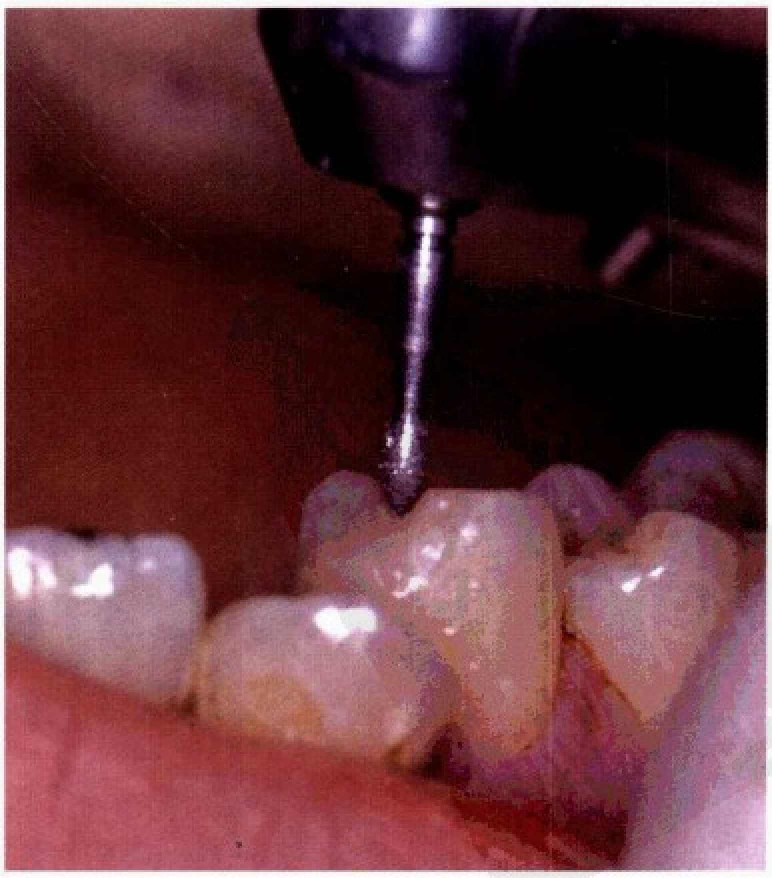


图 8-13 用于𬌗面修整的蕾状金刚砂钻 （C17f，GC）

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

从邻面到颊舌面的多余树脂用火焰状金刚砂钻针磨除（图 8-15）。𬌗面的研磨需要在冷却水注水下用硅橡胶橡皮头进行（图 8-16），邻面研磨用树脂砂条进行（图 8-17）。

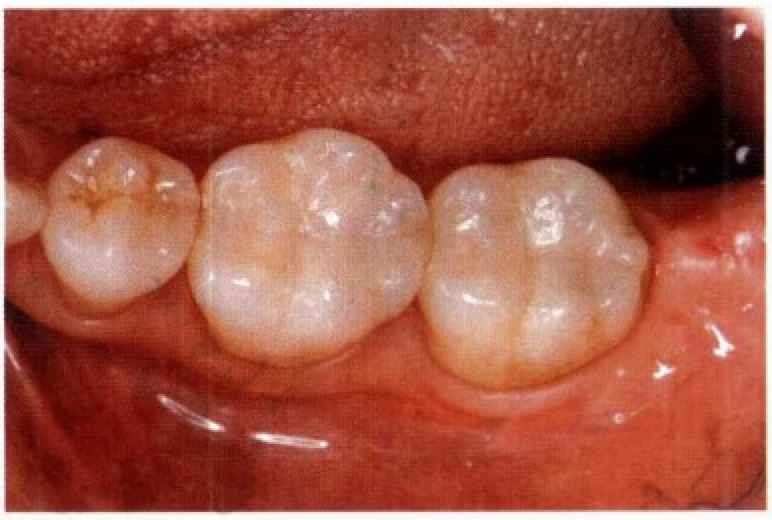


图 8-14 窝洞修复后（Clearfil bond 和 ClearbondAP-X,A2,可乐丽公司）



图 8-15 火焰状金钢砂钻针磨除邻面及颊舌面的多余树脂

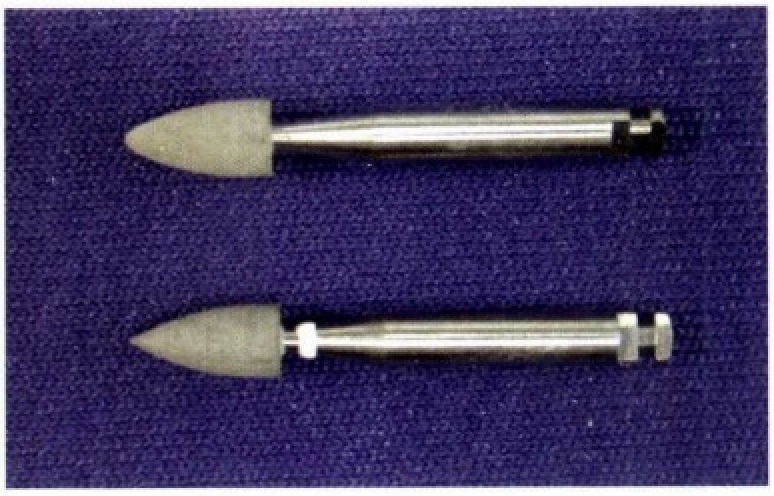


图 8-16 硅橡胶橡皮头

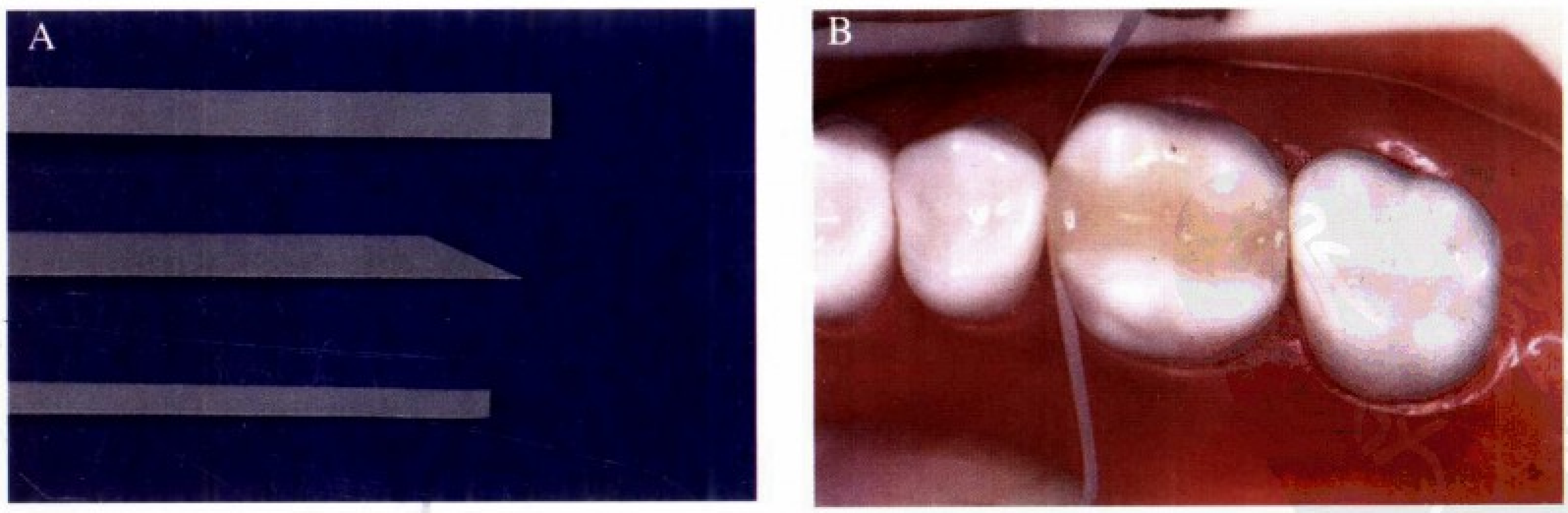


图 8-17 邻面的研磨。用树脂质研磨条进行（井上附着体公司）
A.各种规格的树脂研磨用砂条；B.研磨用砂条插进邻牙间隙进行往返拉动打磨

3.利用分层技术进行前牙的树脂修复 复合树脂的色调对于临床修复体的最终效果具有重要影响。和余留牙质越协调，越能得到高的满意效果。首先对于色调的选择和分层修复加以说明。

（1）比色：比色时，牙面上应该没有菌斑、烟迹、咖啡红茶等的着色，如果有则应首先去除。比色时避开牙椅上的照明光和直射日光，尽量在有自然光的窗边进行比色。用比色板进行比色时，应该分别进行牙颈部、牙体中央部和切缘部的比色，选择各个部位合适的色调（图8-18，图8-19）。

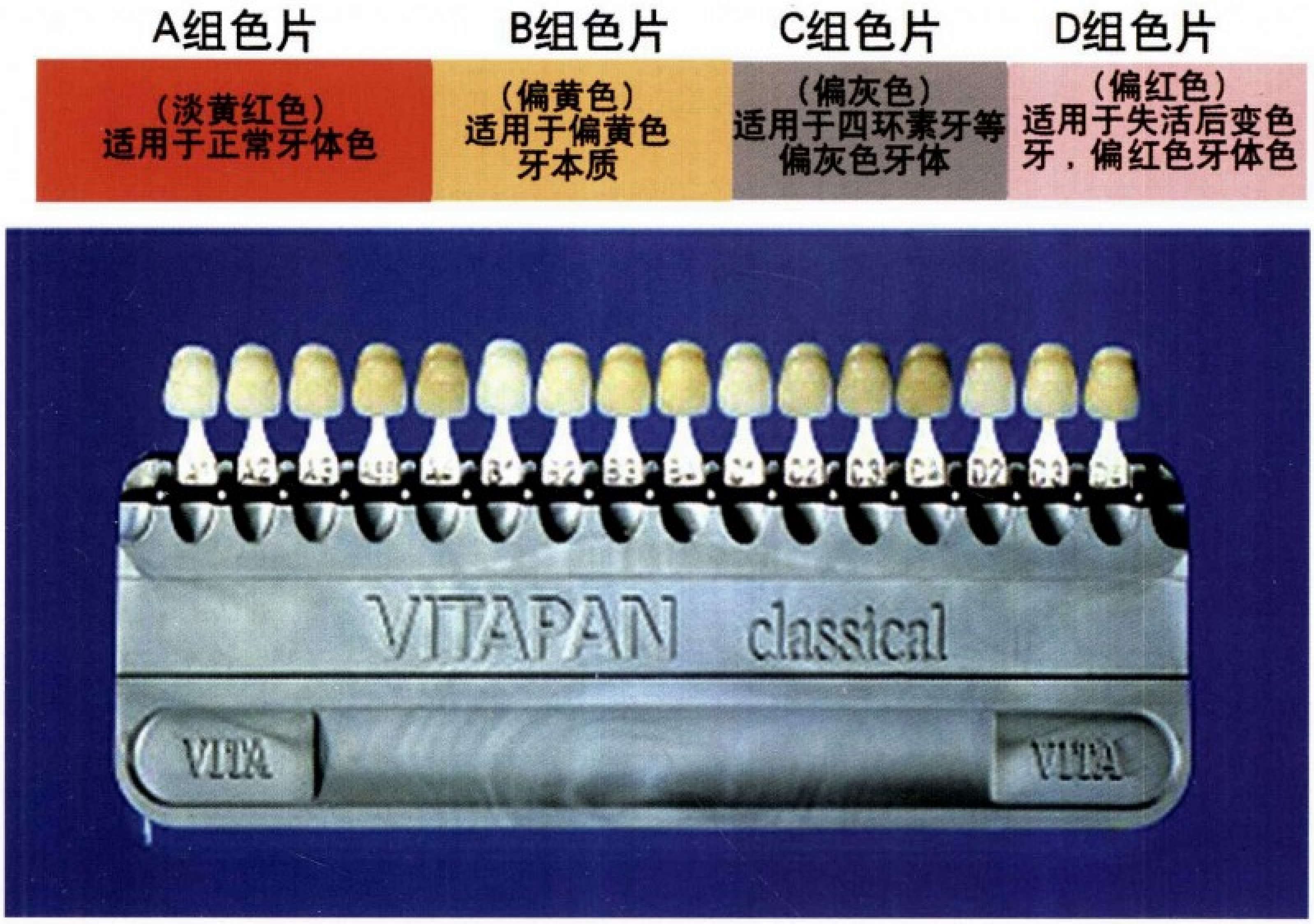


图8-18 由16个色片组成的精典比色板，可观察色调和饱和度，进行比色

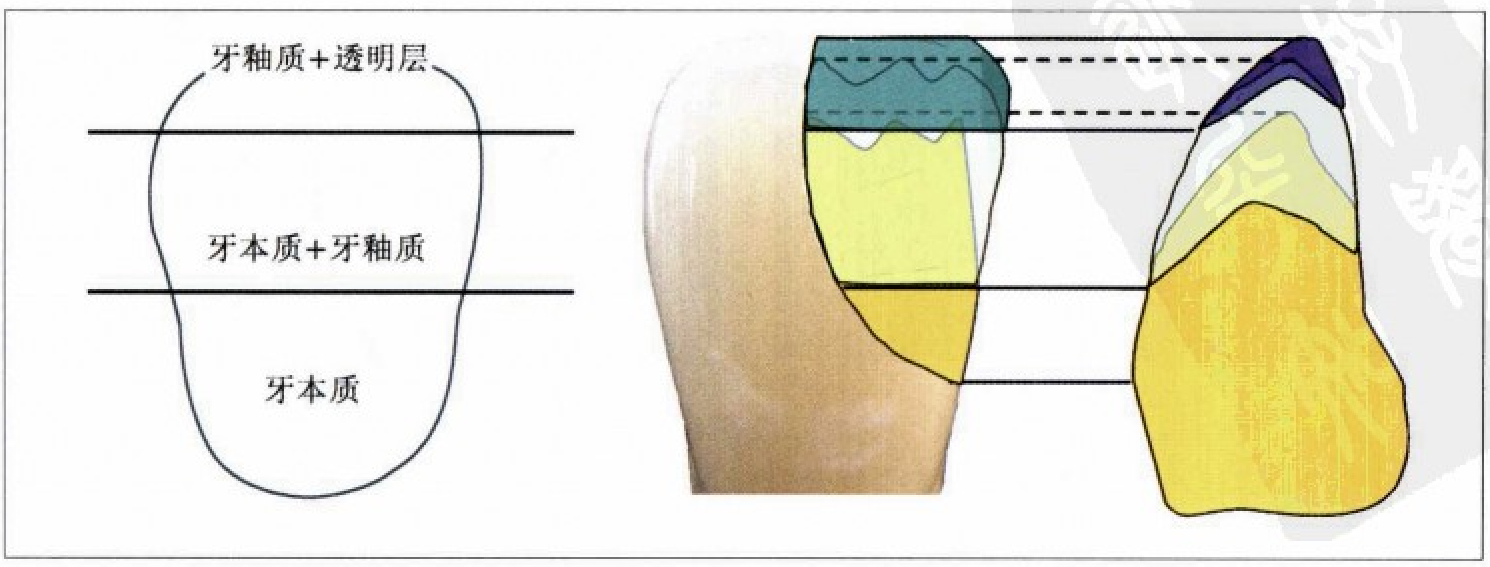


图8-19 牙冠部3分法，分别进行比色

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

(2) 分层技术：复合树脂充填的明显优点就是在保存牙质的同时又比较美观。通常的复合树脂充填常采用单一膏糊材料。而近年来发展的以前牙美容性修复为中心的修复，可以组合数种不同色调的树脂进行分层修复。由于可达到良好的美观效果，而受到关注。

修复的对象主要为前牙的 4 类窝洞和树脂贴面，分成 2 层或 3 层进行修复（图 8-20）。如果采用 2 层法，牙颈部和中央部作为第一层，而切缘部作为第 2 层进行修复。如果采用 3 层法，则牙颈部、中央部和切缘部分别用不同的树脂堆积，在切缘部增加透明的外染色。

(3) 4 类洞的分层修复技术：4 类洞的修复较为困难，其理由是窝洞为贯通形，外形的恢复较为困难。口腔内的暗环境容易影响充填后的树脂色调，暴露于唇侧的切缘容易显示而很明显，解剖学上的要求限制了从充填到研磨的一系列操作。在此介绍 4 类窝洞充填的分层技术之一。

①赋予长的斜面边角(long bevel)：为了使复合树脂和牙质的交界面不明显，需要在唇侧切缘的牙釉质内赋予长的斜面边角使充填逐渐移行（图 8-21）。这种长斜面边角不是直线的，有一些凹凸不平可以使边界更为模糊，不但有边缘线上的不平，深度的变化也可以使光线散射而使边界不清。

②粘接操作：粘接时尽量对牙釉质先进行磷酸酸蚀，然后使用自酸蚀前处理剂。对牙釉质进行磷酸酸蚀可以提高牙釉质的粘接效果，但是牙本质受到长时间（> 30s）磷酸酸蚀反而会降低粘接效果，需要引起注意。

③充填操作：确实修复 4 类洞的方法之一是先进行舌面背层的堆积（图 8-22A）。这时使用的树脂应该是具有较高不透明感的树脂，这样可以降低口腔内暗环境的影响（图 8-22B）。实际操作时，先

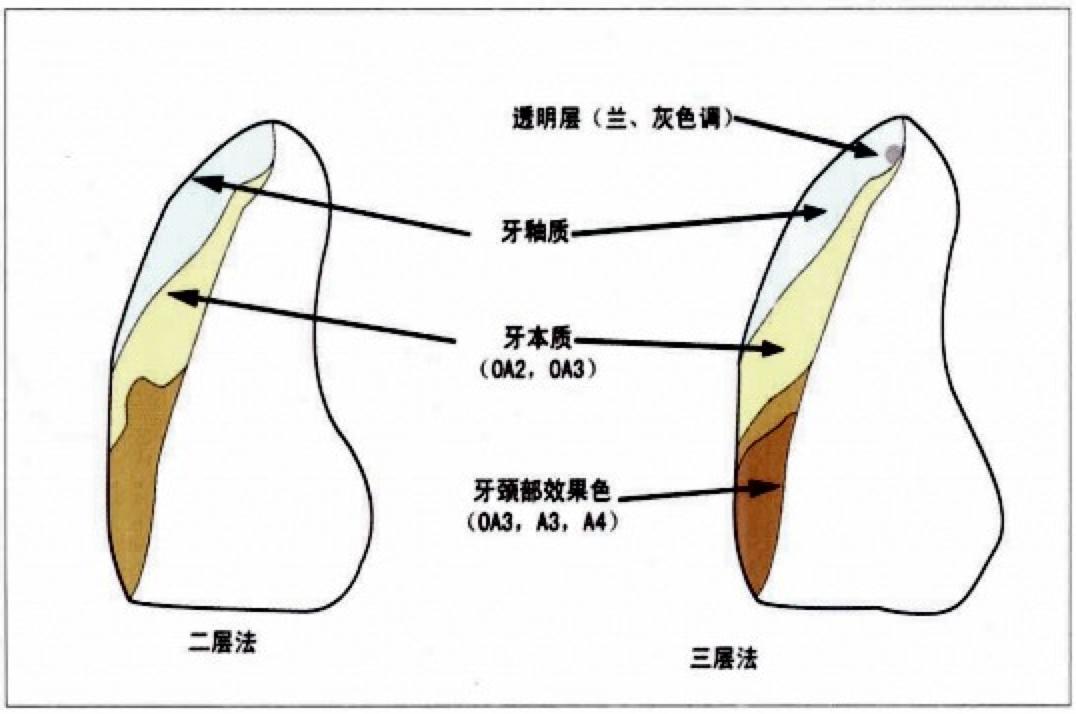


图 8-20 分层（2 层和 3 层）修复技术进行树脂堆积

用成形片做隔断，用手指按压成形片后再堆积复合树脂。这样可以同时恢复舌侧和邻接点。这时候用不透明色（OA2, OA3等）既可降低口腔暗环境的影响，也可使后续的树脂充填容易完成。先做舌侧背层可以早期撤除成形片和楔子。背层不需要很厚，邻接面以恢复邻接点为准（图8-22C）。接着堆积牙本质色树脂，最后堆积具有透明度的牙釉质色树脂(图8-19，图8-22D)。重要的一点是堆积牙本质色树脂时不能太厚，要确保留出牙釉质色树脂的厚度和空间。

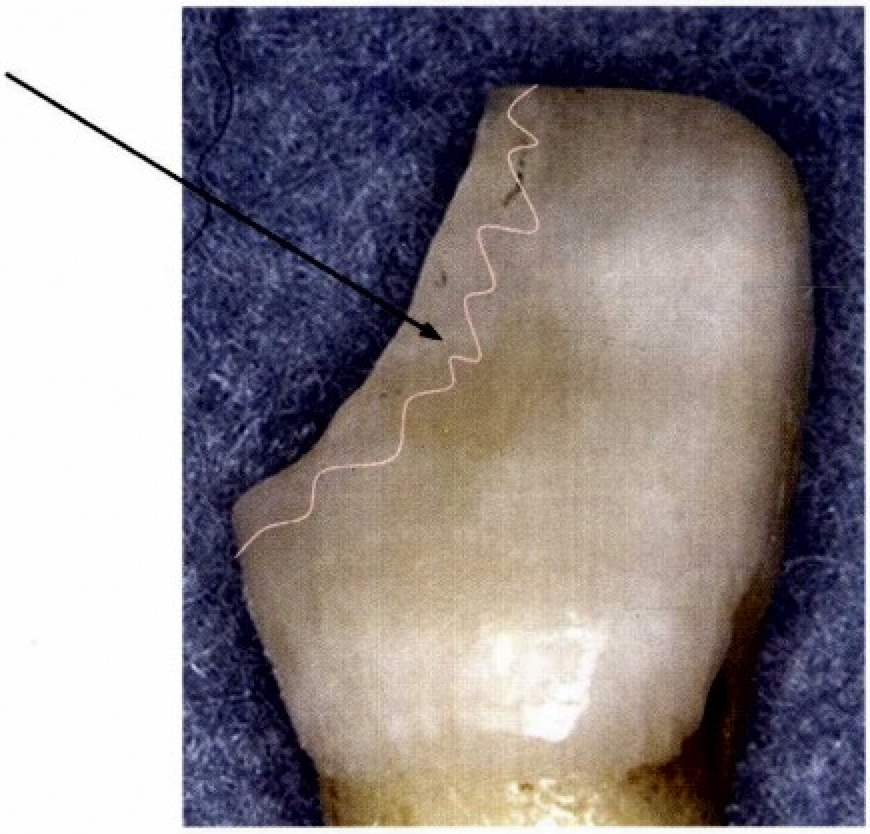
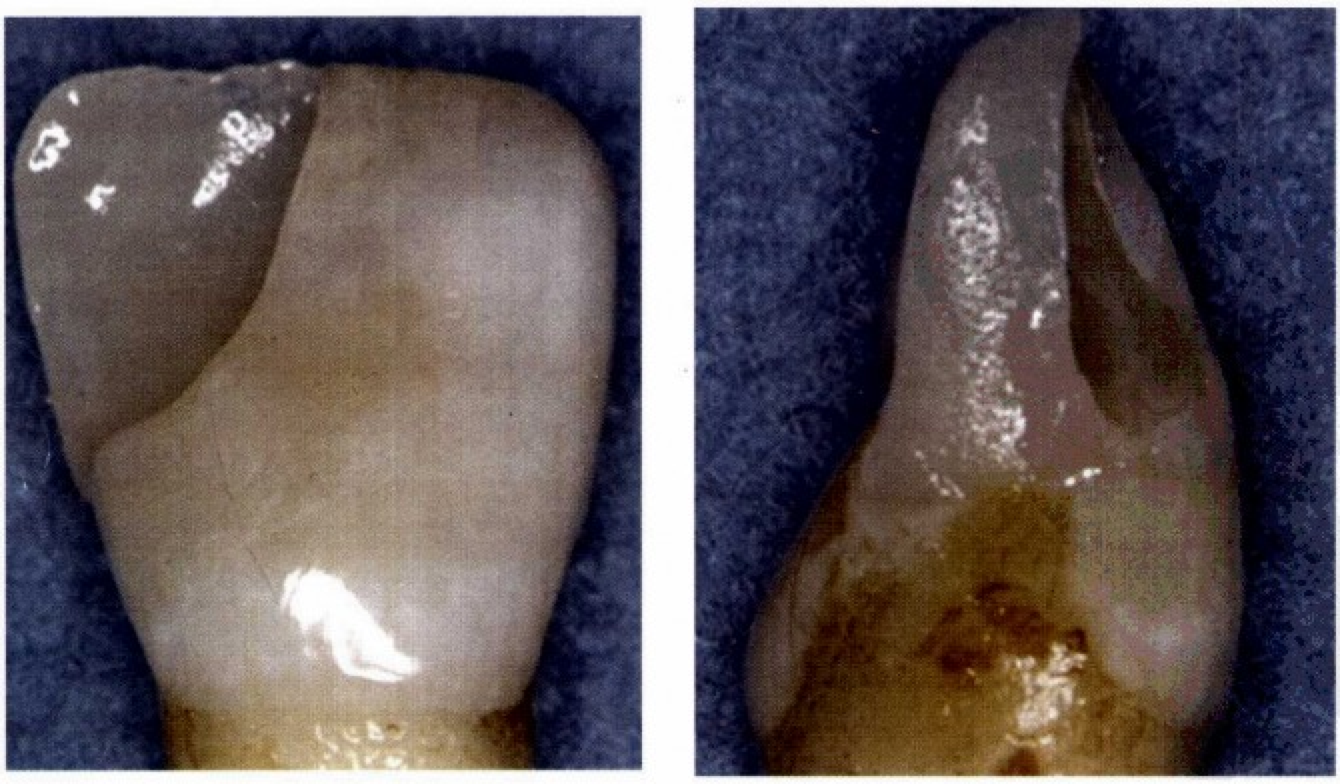
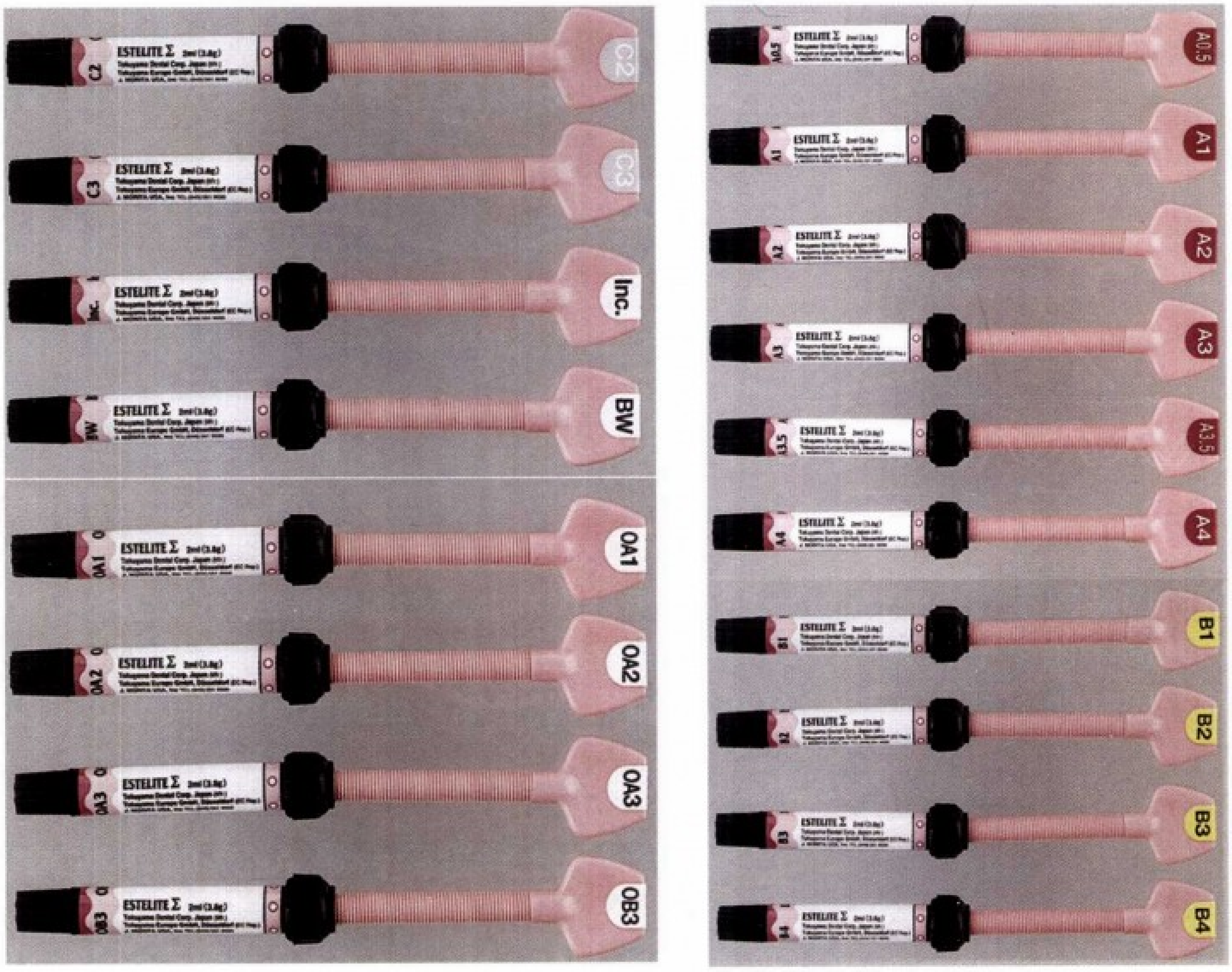


图8-21 4类洞的长斜面边角，凹凸不平可使边界不清

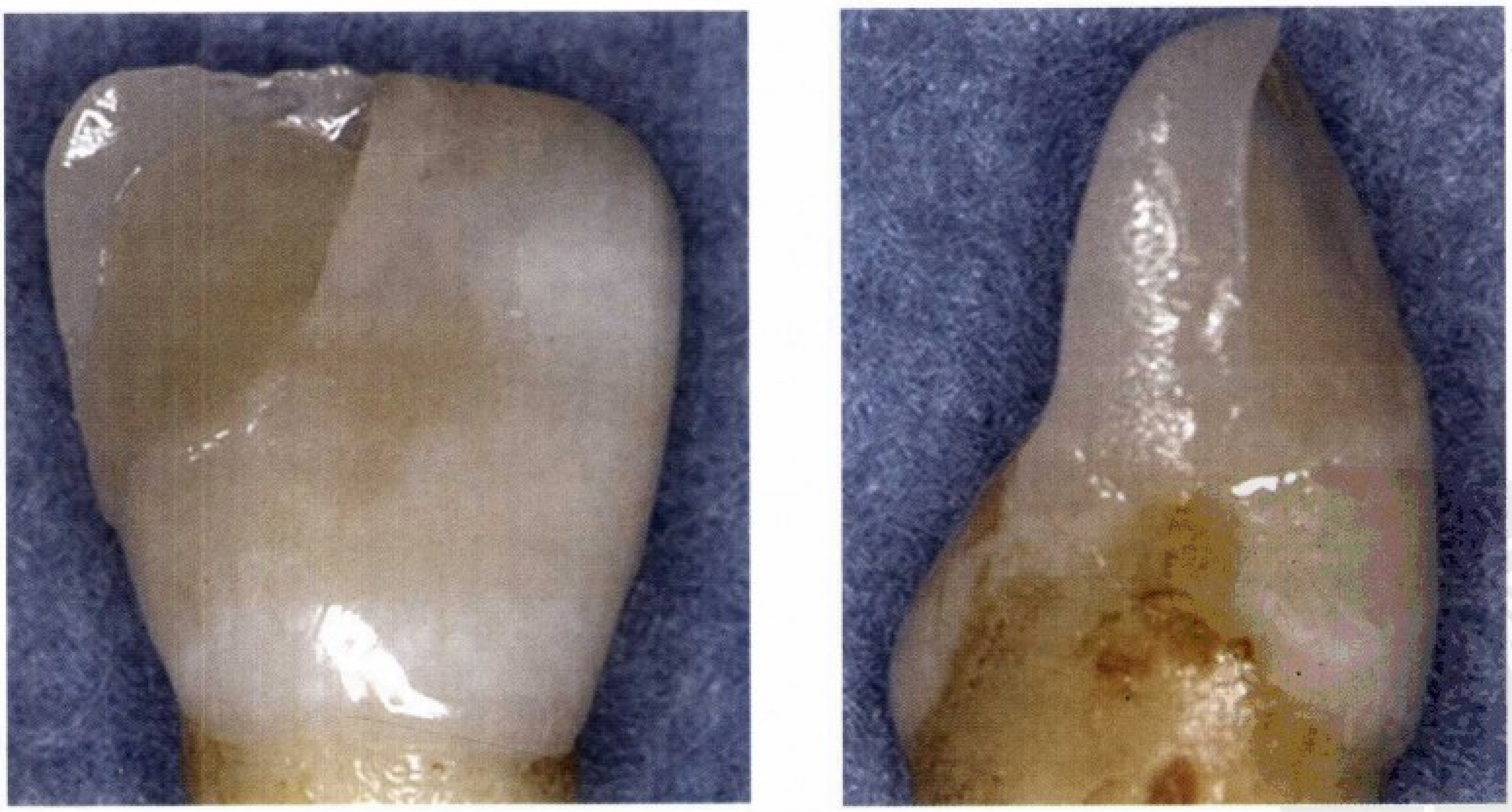


A

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注


ESTELITE Σ
C2
C3
Inc.
BW
OA1
OA2
OA3
OB3
A0.5
A1
A2
A3
A3.5
A4
B1
B2
B3
B4

B



C



D

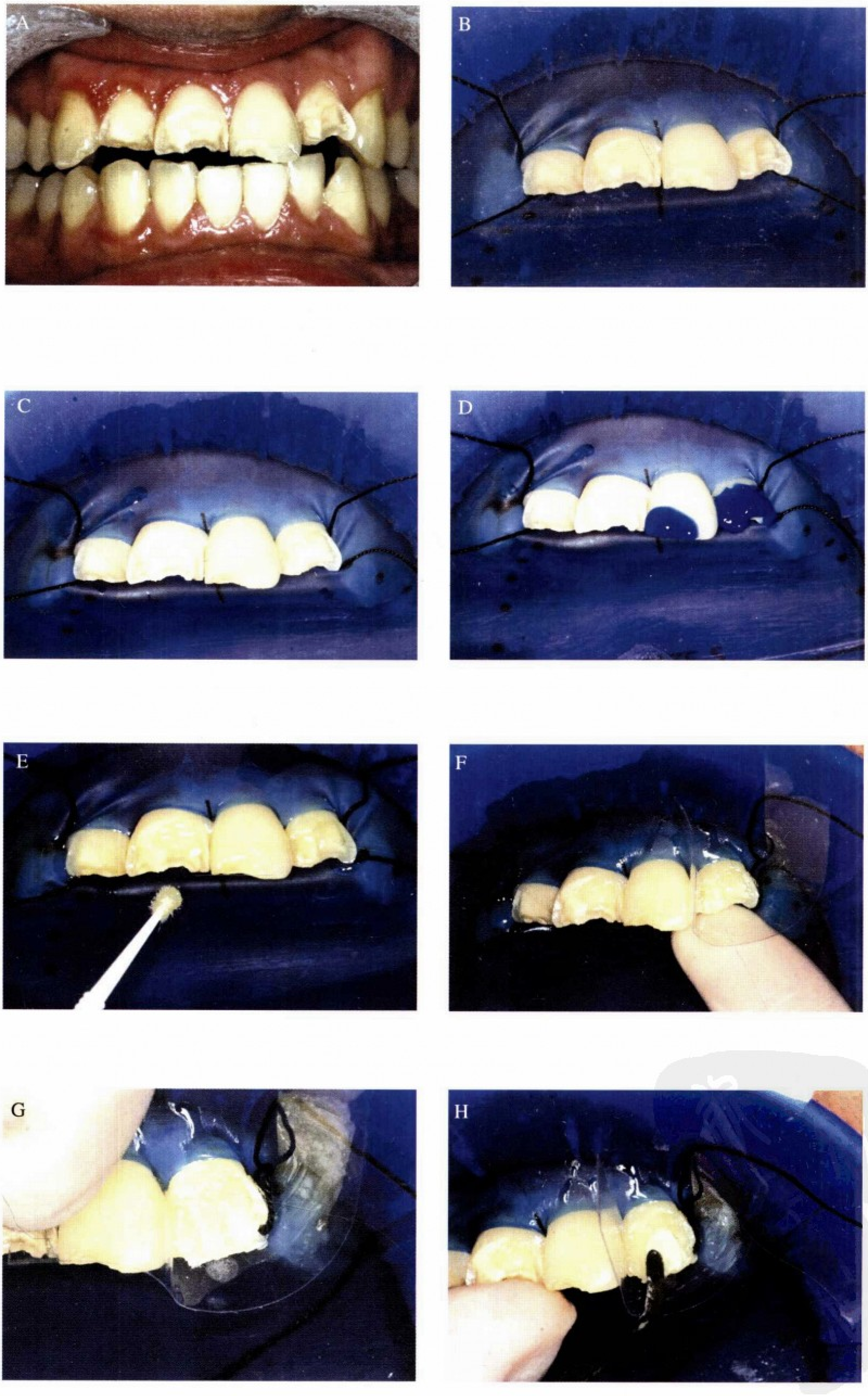
图 8-22 A.4 类洞修复的分层法之一。先进行背层修复后，后续的修复即变得容易。背层修复处显示的唇面观和邻面观。B.具有遮色（不透明色）、淡色、深色、切缘透明色等不同色调的美学树脂修复材料（Estelight）。C.中央部使用牙本质色堆积（Estelight Σ A3）。D.切缘部用牙釉质色堆积（Estelight Σ Inc）。一部分用 Clearfil ST（HO）堆积，强调天然牙的白垩色

4.失活牙的复合树脂修复 失活牙的修复既往都是利用间接法进行。但是使用这些方法均需要磨除牙质来进行基牙预备，同时，利用铸造桩的修复也可引起牙根折裂等一系列问题，近年来由于牙本质粘接技术的发展和玻璃纤维桩的出现，对于利用复合树脂进行基牙形态再建又有了新的认识。本节主要围绕失活牙的复合树脂修复法和直接树脂冠修复的临床病例进行解说。

（1）磨牙的复合树脂修复：图 8-22 显示了根管治疗完成后利用复合树脂进行修复的病例。在根管口部切断牙胶尖，暴露髓腔内的牙本质。为了扩大粘接面积尽量利用髓腔底部的牙本质。粘接操作时，因为窝洞底部和光源照射头有一定的距离，所以需要延长照射时间。复合树脂充填时，分层充填，充分光照。

（2）直接法复合树脂冠：图 8-23 为直接法树脂冠形态修复的病例。图 8-24，8-25 显示了根管治疗后利用玻璃纤维桩和直接法复合树脂冠修复的病例。去除牙胶尖暴露新鲜牙本质后，涂粘接剂，然后向根管内充填双重固化型复合树脂，插入玻璃纤维桩，固化树脂。其后，在桩之上用复合树脂分层堆积充填，完成冠的形态，研磨抛光。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注


A
B
C
D
E
F
G
H

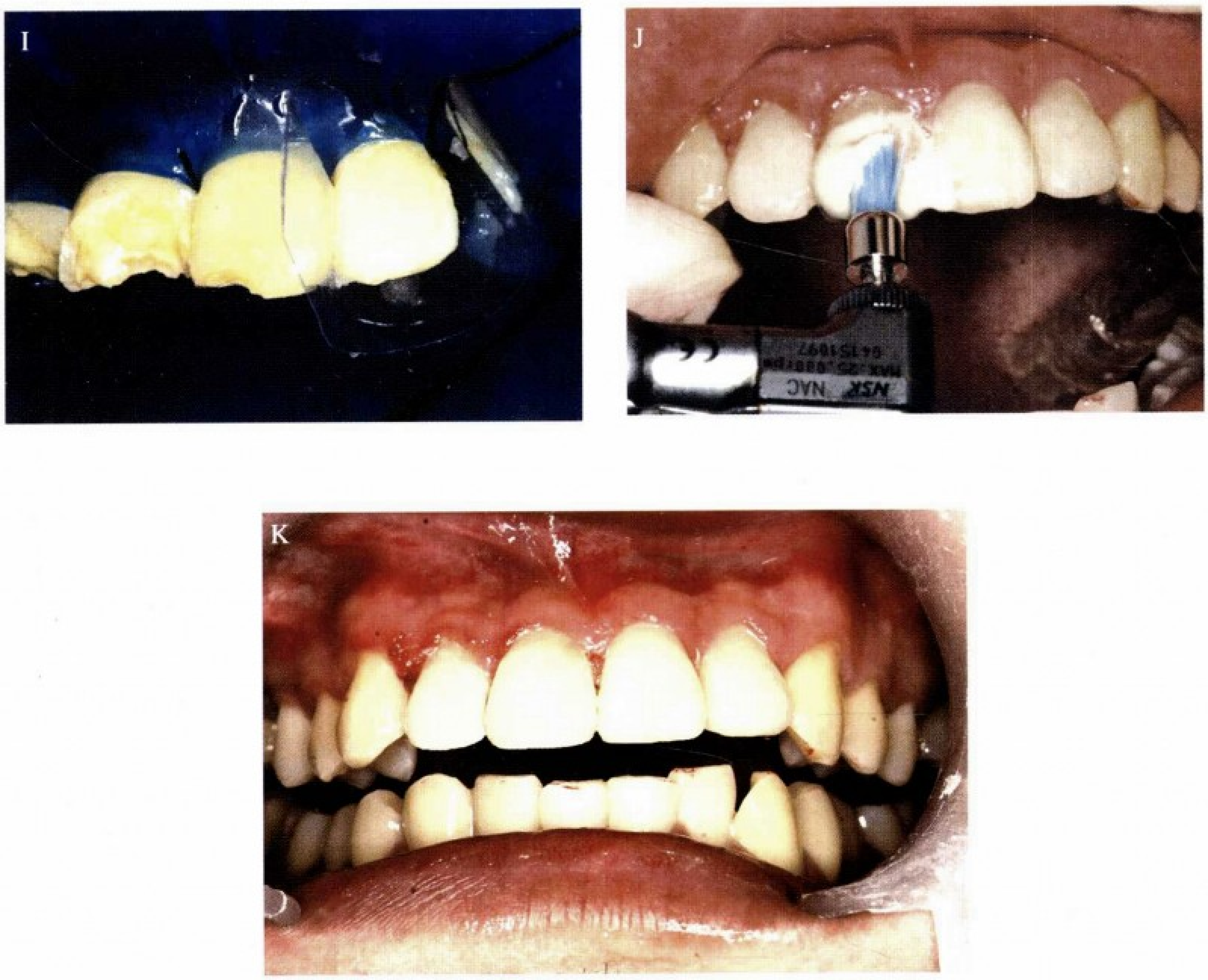


图 8-23 直接法树脂冠形态修复

A.17 岁男患者，上颌中切牙和侧切牙外伤斜折后一个月，未露髓，牙齿无松动，无自发疼。牙周进行了洁治但不能良好刷牙；B.上方便型橡皮障（Ivoclar Vivadent）；C.左上侧切牙近髓处先用 Superbond C&B 牙本质处理剂处理 20s 后，用树脂糊剂间接盖髓；D.折断面及附近牙面用 37% 磷酸酸蚀 10s 后冲洗吹干；E.涂抹牙本质粘接剂（Monobond S），吹匀，光照 20s；F.在舌侧和邻接面插入成形片，用手指压在舌侧帮助成形；G.用 Tetric N 前牙美学修复用树脂（Ivoclar Vivadent）进行分层修复。先用树脂成型器将 VitaA3.5 色调的树脂在舌侧压接出一层后光照形成舌侧壁，这时可放开手指，更换 A3 树脂形成牙本质层，再更换 A2 树脂形成牙釉质层；H.再堆积一层透明色调树脂。使用不粘树脂的涂了聚四氟乙烯 Teflon 的树脂成型器有利于良好有效的操作。也可用各种橡皮头进行树脂成形；I.调整形态；J.磨光；K.修复初完成，调䶪。仍然需要继续调改形态和抛光。患者非常满意于能在短时间内恢复正常的形态和颜色而又不损及牙髓。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

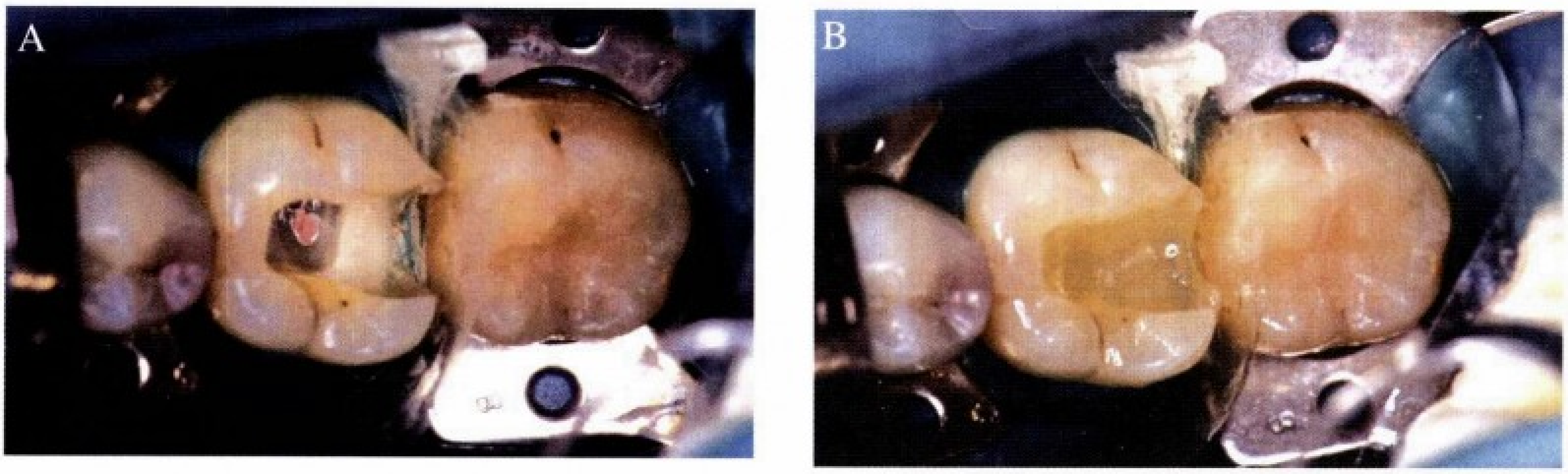
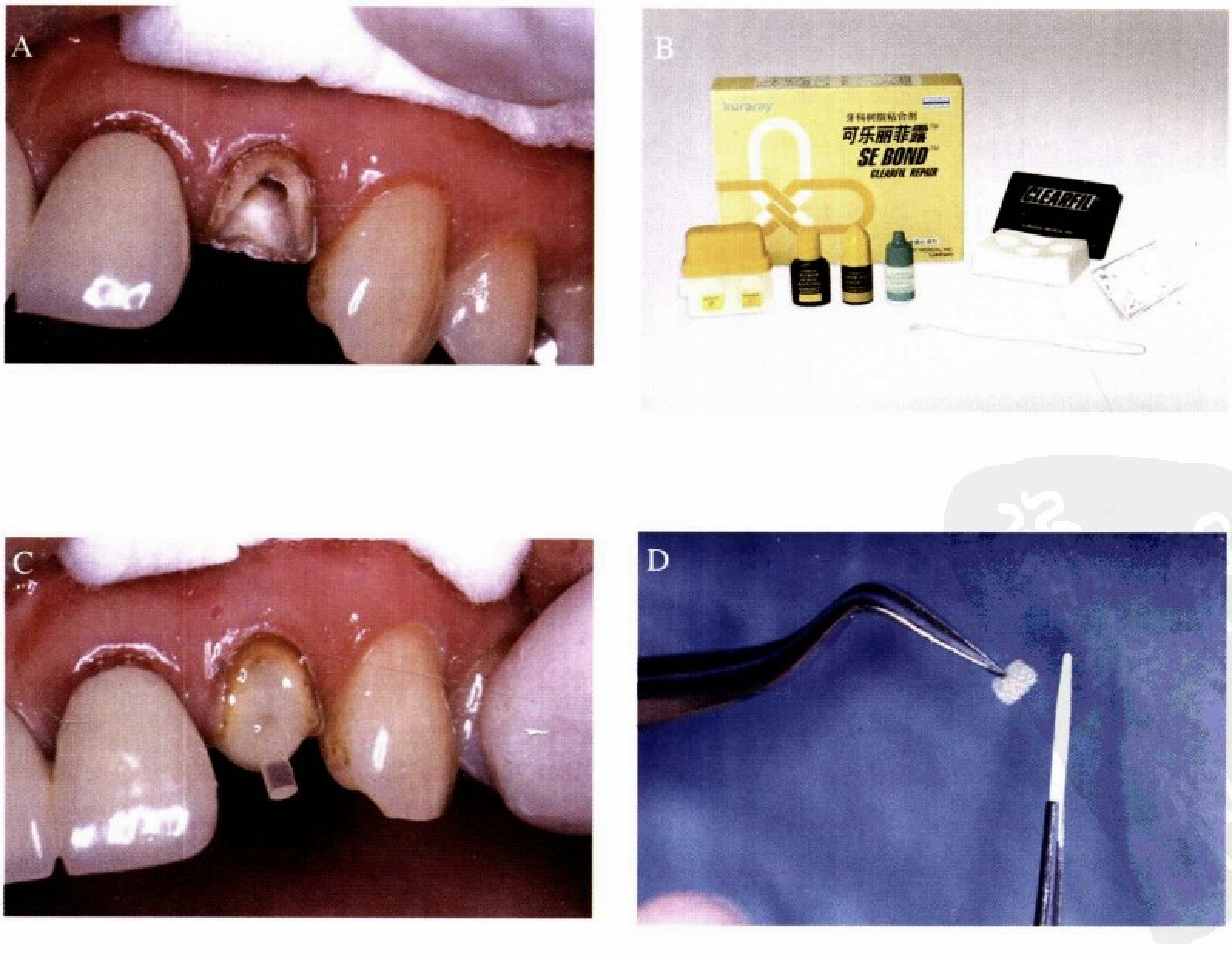




图 8-24 根管治疗后的磨牙用复合树脂修复的病例

A.在根管口处切断牙胶尖，暴露髓腔内的牙本质；B.复合树脂分层充填，充分光照；C.修复后。



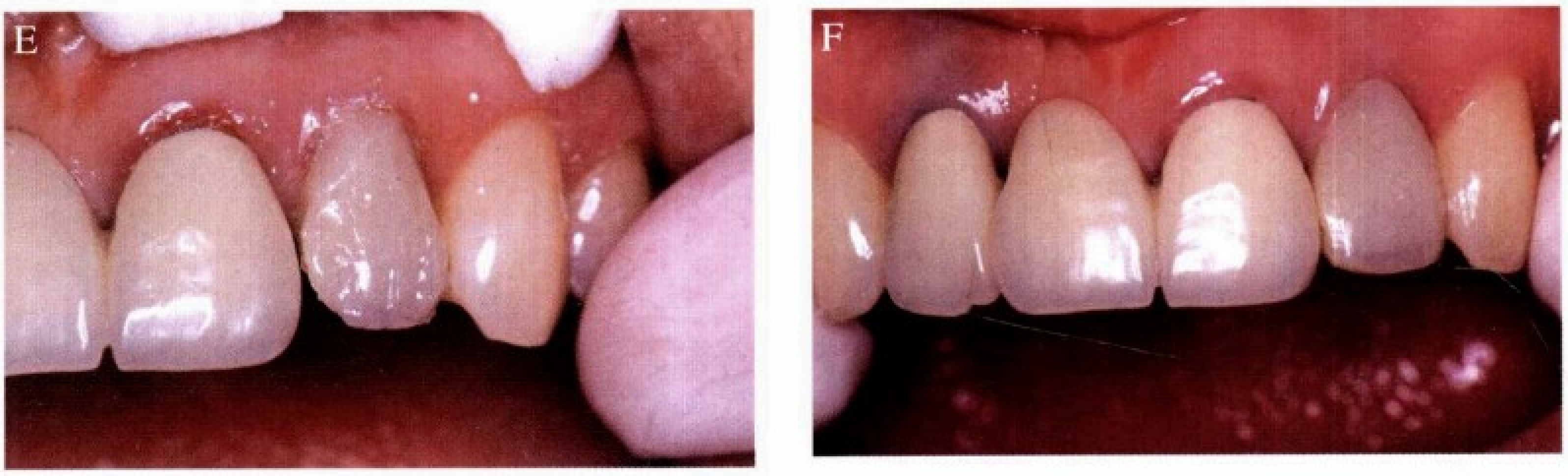


图 8-25 直接法复合树脂冠的临床病例

A.去除根管内的牙胶尖，暴露新鲜牙本质；涂抹粘接剂（Clearfil Bond，可乐丽公司）；B.充填双重固化型核树脂（DC 自调合核树脂，可乐丽公司）；C.插入玻璃纤维桩，光照固化；D.玻璃纤维桩表面事先需要用硅烷偶联剂处理；E.复合树脂堆积充填；F.修复后

二. 牙釉质表面饰色及树脂贴面

前牙变色牙的美容性处理是当代牙科治疗中的新趋势。牙质完整的死髓牙的美容性修复以瓷贴面的美观效果和长期稳定性最好。

在一些不适宜于瓷贴面修复或因故不能行瓷贴面修复时，用粘接型树脂进行表面饰色或树脂贴面也是可选择的方法之一。但是树脂贴面和树脂饰色的方法无论从美观性还是颜色的稳定性和耐磨性上看，均逊于瓷贴面的修复效果。

在牙釉质表面彻底清洁后，用磷酸酸蚀，再进行粘接处理，采取分段分层的方法，用不同色调的流动树脂或光固化充填树脂进行表面的树脂贴面处理。

图 8-26 和图 8-27 是牙表面饰色和树脂贴面病例。



公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注











图 8-26　右上颌第一前磨牙色棕红，不美观，患者要求做贴面修复。因为反𬌗，不适宜于瓷贴面修复，因此进行流动树脂的表面饰色处理。
A.左上颌第一前磨牙变色，反𬌗；B.表面清洁后；C.表面 37% 磷酸酸蚀；D.00 号排龈线排龈后，表面涂抹一瓶装粘接剂；E.先在牙颈部涂抹牙颈色流动树脂，再在牙冠中部进行牙体色流动树脂的涂抹；F.进行全层流动树脂的涂抹，形成唇颊侧外形；G.修整外形，磨光，完成饰色处理



图 8-27 上中切牙树脂贴面破损伴有继发龋。彻底去龋后涂抹前处理剂（A、B 液等量混合后使用），涂抹粘接剂，用分层法堆积复合树脂进行充填和表面装饰

三、嵌体和高嵌体的粘接

嵌体是修复活髓牙牙体缺损的一种不覆盖牙尖的冠内修复体。在冠内预备洞型后通过印模技术制取模型，在口外制作完成嵌体后粘接到冠内。可以良好地恢复殆面的外形和邻接面的接触形态。

高嵌体是活髓牙殆面的大部分或全部由嵌体恢复的部分冠修复体。高嵌体边缘位于龈上的牙体组织内，高嵌体的外表面和余留牙体组织连续移行。

1.嵌体修复适应证

（1）可直接树脂充填的牙冠部缺损。

（2）包括个别牙尖缺损的牙体缺损。

（3）缺损涉及到一侧邻面且范围较大（近远中同时缺损不适宜用嵌体修复）。

嵌体修复的牙体磨除量大于直接充填时的磨除量。承受咬合力时嵌体将应力传导到余留牙体上，余留牙受到的应力大于

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

直接充填时，如果将嵌体用于近远中及𬌗面同时缺损的窝洞（MOD 洞型）修复，容易造成牙体的折裂，应该避免使用。长期临床观察显示，8～10 年后直接充填的成功率高于嵌体，而高嵌体可以将咬合力整体传导至下方的余留牙，横向折裂的概率下降。

2.高嵌体修复适应证

（1）牙冠缺损超过牙冠面积的一半，涉及 2 个以上牙尖。

（2）余留牙冠轴面及牙尖高度较充分（>3mm），可以获得一定的轴向固位形。

（3）个别前磨牙或磨牙过低，为了恢复和对颌牙的咬合接触，需要增加冠高度。

3.嵌体和高嵌体的种类

（1）硬树脂或瓷化树脂（含瓷粉树脂）嵌体或高嵌体。

（2）贵金属合金（金）嵌体或高嵌体。

（3）瓷（硅酸盐铸瓷、氧化铝瓷、氧化锆瓷）嵌体或高嵌体。

（4）金沉积瓷嵌体。

4.嵌体的基牙预备

（1） 去除龋齿的细菌浸润层或旧充填体。方法和直接充填术中相同。

（2）预备洞型。

（3） 洞底可以不平坦而呈去龋后的自然形态，可以是斜面。在和咬合力负荷方向垂直的面上形成小平面防止嵌体的滑动。

（4）在嵌体就位道方向去除洞壁的倒凹和悬釉，洞壁的𬌗面边缘不形成小斜面。

（5）如果是Ⅱ类洞型扩展邻面洞型到颊舌侧自洁区域。

（6） 根据材料的强度预备出窝洞最低轴面高度。树脂类 1.5mm 以上，贵金属类 1mm 以上，瓷类 2mm 以上。

（7）清洗、吹干。

（8）取印模。

5.高嵌体的基牙预备

（1）去除龋齿组织的细菌浸润层或去除旧充填体。

（2）底面沿牙尖及窝沟高低起伏形成平行于𬌗平面的底边形态。𬌗面间隙充分保证高嵌体有足够的抗力形。

（3）轴面沿冠周（颊舌侧及近远中邻面）形成和牙长轴一致的具有共同就位道的预备形，通常预备到冠外形高点线之上，但牙冠高度较低时可预备到外形高点之下，牙龈缘之上。边缘形成具有一定宽度的直角肩台，以保证嵌体具有足够的强度，嵌体颊舌面和余留牙体组织移行无悬突。贵金属高嵌体肩台宽 0.5mm，树脂类及瓷高嵌体的肩台预备宽度至少 1.0mm。

6.嵌体或高嵌体的试戴　嵌体体积较小、外形不规则，不容易夹持，往牙内放置时要十分小心，防止滑落，更要防止掉入咽部。可将椅位调整接近直立，让患者头偏向一侧，或舌后部临时放入纱布，避免误吸。嵌体的大部分嵌合于余留牙体之内，延展到邻面的嵌体取出时夹持住邻面

露出部分即可，只覆盖殆面的嵌体可使用粘胶棒或热牙胶粘出。高嵌体可直接用手夹持。嵌体和高嵌体的轴面适合性检查可通过适合性检查喷漆或薄咬合纸完成边缘适合性检查用探针；无间隙、无悬突、无短缺是边缘适合性良好的标准。

试戴完成时嵌体和高嵌体应该达到以下要求：

（1）嵌体或高嵌体必须完全就位到窝洞内或预备体中。

（2）边缘达到预备洞型的最外缘，边缘密合性好，沿边缘探诊时，探针不会被钩住，更不能有间隙。边缘无短缺、无悬突。

（3）邻接点接触紧密，细牙线可以通过但是有较大阻力。用专用的接触点测量钢片尺检查时，最薄片能勉强通过但中厚片不能通过。邻面接触点位置位于颊舌向的中央，呈光滑的小接触面，不偏颊舌向。在殆龈向上位于边缘嵴下至龈1/3处，留出牙间乳头的空隙，不压迫牙龈造成刺激。

(4)殆面窝沟形态和余留牙一致，牙尖呈圆凸面，有隆起，符合生理形态。和对颌牙的咬合接触点均匀广泛，无高点及侧方运动干扰，工作尖支持咬合。

(5) 硬树脂、瓷化树脂和瓷嵌体的色调、表面特征及表面光滑度和余留牙体一致。

(6) 外形光滑，表面无砂眼，无欠缺，自然延续无悬突。

各项目检查合格后，取出，粘接面喷砂，外表面磨光或上釉，清洁消毒，准备粘接。

7.嵌体或高嵌体的粘接 嵌体或高嵌体的机械固位形较差，主要靠粘接固定。

嵌体粘接的主要牙面是牙本质。高嵌体粘接多数情况下是牙本质粘接，用高嵌体抬高咬合时有牙釉质粘接的情况。牙面的酸蚀、预处理和粘接剂涂抹操作和直接粘接充填时相同。在粘接剂涂抹后光照20s固化粘接剂，再调和树脂粘接糊剂，均匀涂抹于预备后的牙面，同时放置于嵌体或高嵌体的粘接面，将嵌体或高嵌体彻底就位，用小棉球或小毛刷去除多余的材料。沿嵌体或高嵌体边缘注射一圈防氧化剂，消除树脂和空气接触部余留的未聚合层，用可视光照射，待树脂粘接糊剂初期固化后清理嵌体或高嵌体的边缘和牙面。如果使用双固化粘接材料，光固化只是使粘接材料达到初期固化，达到最终固化还须一定时间，根据材料使用说明书上的记载嘱咐患者慎用修复牙直到最终固化时间。

嵌体及高嵌体的粘接面处理具有和直接充填不同的特殊性。

（1）树脂类嵌体的粘接：粘接面需要先用直径为30～50 μm的氧化铝粉末喷砂处理，清洁消毒后，放置树脂粘接糊剂粘接。

（2）非贵金属嵌体的粘接：粘接面需要先用直径为30～50 μm的氧化铝粉末喷砂处理，清洁消毒后，放置树脂粘接糊剂粘接。

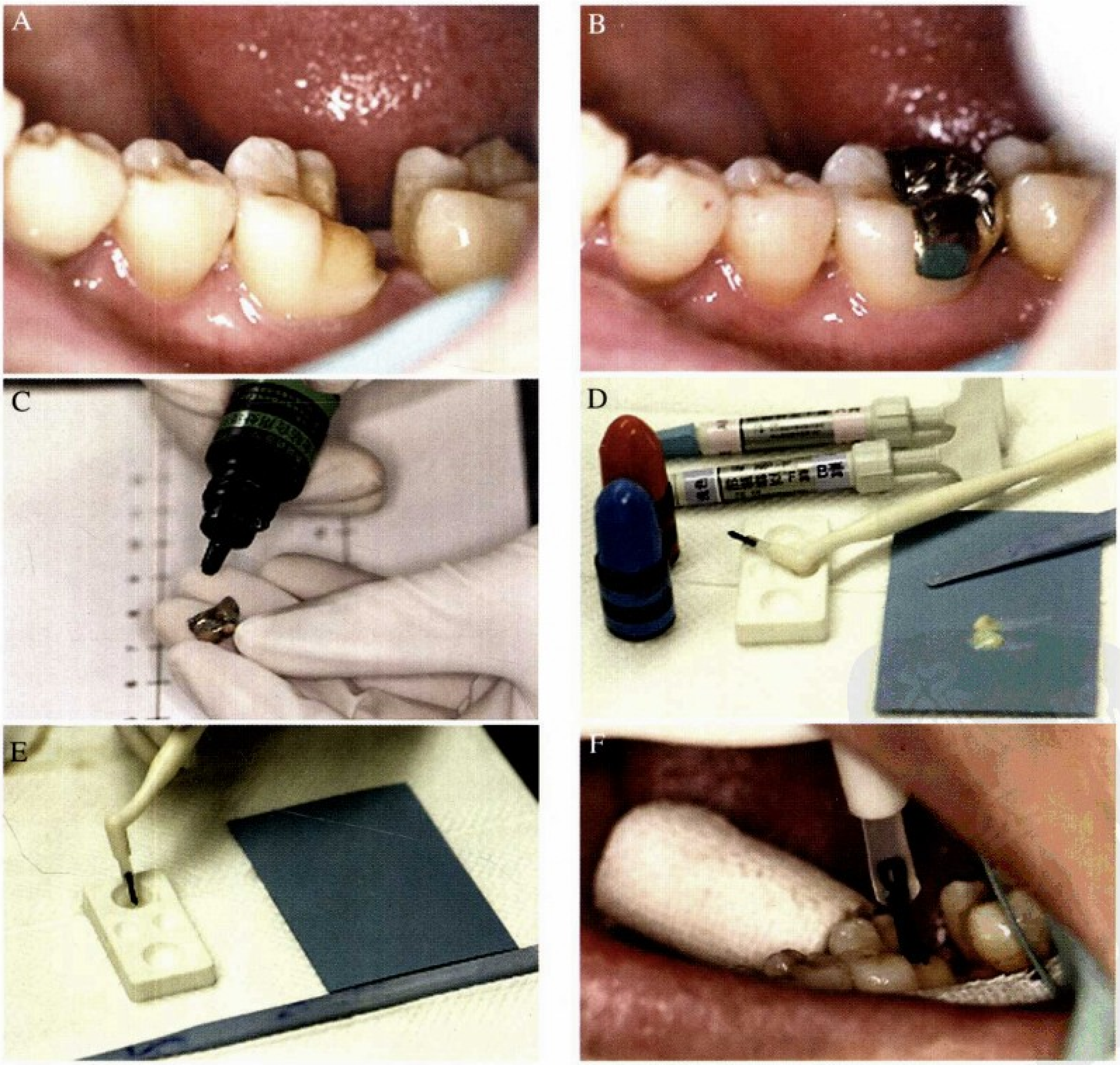
（3）贵金属嵌体的粘接：贵金属粘接面用50mm氧化铝粉末喷砂后，消毒清洁，

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

先涂一层贵金属处理液，使贵金属表面形成一层活性氧化膜从而提高粘接性能，再放置树脂粘接糊剂，将嵌体按压完全就位(图 8-28)。

（4）瓷嵌体的粘接：硅酸盐类瓷表面经过喷砂，清洗消毒，需要先用氢氟酸酸蚀 1min，然后涂硅烷偶联剂。因为加热可促进硅烷偶联剂的活性化，所以涂抹后最好用热吹风机吹拂瓷修复体后再粘接。在粘接面放置树脂粘接糊剂，按压就位，完成粘接。

（5）氧化铝和氧化锆瓷的粘接：氧化铝瓷表面经过喷砂后用瓷表面改性技术 C 磨擦化学硅涂层法，如 Cojet、Rocatec 套装或执化学硅涂层法，如 Silicoater 系统增加瓷粘接面的硅含量，涂布硅烷偶联剂，再选用含磷酸酯类的树脂粘接水门汀（如 Panavia F、21）进行粘固氧化锆瓷表面喷砂后，采用自固化类树脂粘接水门汀（如 Superbond C&B)或含磷酸酯类的树脂粘接水门汀（如 Panavia F、21 等）进行瓷嵌体的粘固。也可在喷砂后，使用近期市场出现的氧化铝、氧化锆表面预处理剂进行处理，再用相应的树脂水门汀进行粘固。



PDG



图 8-28 下颌第一磨牙金合金高嵌体的粘接

缺损较大，涉及远中颊尖、𬌗面及边缘嵴。第一、二磨牙之间间隙大。直接充填体反复脱落，改用高嵌体修复。A.左下第一磨牙高嵌体基牙预备后，牙髓保持活力，边缘中止于牙龈上，呈直角肩台；B.金合金高嵌体试戴，检查完全就位、边缘密合、邻接紧密、咬合接触关系良、外形和抛光面形态度，准备粘固；C.金合金粘接面预先用贵金属处理液处理，吹干；D.准备好树脂粘接剂，准备粘接。本病例使用 Panavia F21 双重固化树脂粘接套装（可乐丽公司），包括贵金属处理液，A 组分预处理剂，B 组分预处理剂，树脂粘接糊剂 A 膏和 B 膏；E.A、B 两组分预处理剂等量混合（1 滴：1 滴）混匀；F.基牙充分隔湿。用小毛刷蘸满预处理剂，涂抹到基牙的粘接面上，轻轻吹匀；G.根据需要量等量调拌树脂粘接糊剂 A、B 膏，放到高嵌体粘接面上；H.同时将一部分糊剂放到基牙粘接面上；I.将嵌体就位；J.去除多余的树脂粘接糊剂；K.沿着粘接界面注射一圈防氧化剂，光照；L.放置 2min，等待树脂固化

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

四. 固位形不良全冠的粘接

残根残冠的修复需要桩核及全冠的修复，根管治疗牙及隐裂牙需要全冠保护。全冠的固位依靠机械固位和粘接固位。当全冠的基牙预备体有较好的固位形，牙冠轴面有 3mm 以上的垂直高度和 2°～12°的聚合度时，机械固位效果良好。使用无机粘固剂或玻璃离子体粘固剂就可获得长期的固位效果。但是当不具备良好的固位形而又需要行全冠修复时，如临床牙冠短、䶖龈间隙小、余留牙质少不能获得冠边缘 2mm 以上的牙本质肩领颈环包绕效应等情况时，在不适宜做牙周冠延长手术改善牙冠固位形时，粘接固位的作用就显得很重要。树脂类粘接糊剂的使用可以提高全冠固位的长期预后，临床粘接病例如图 8-29 所示。









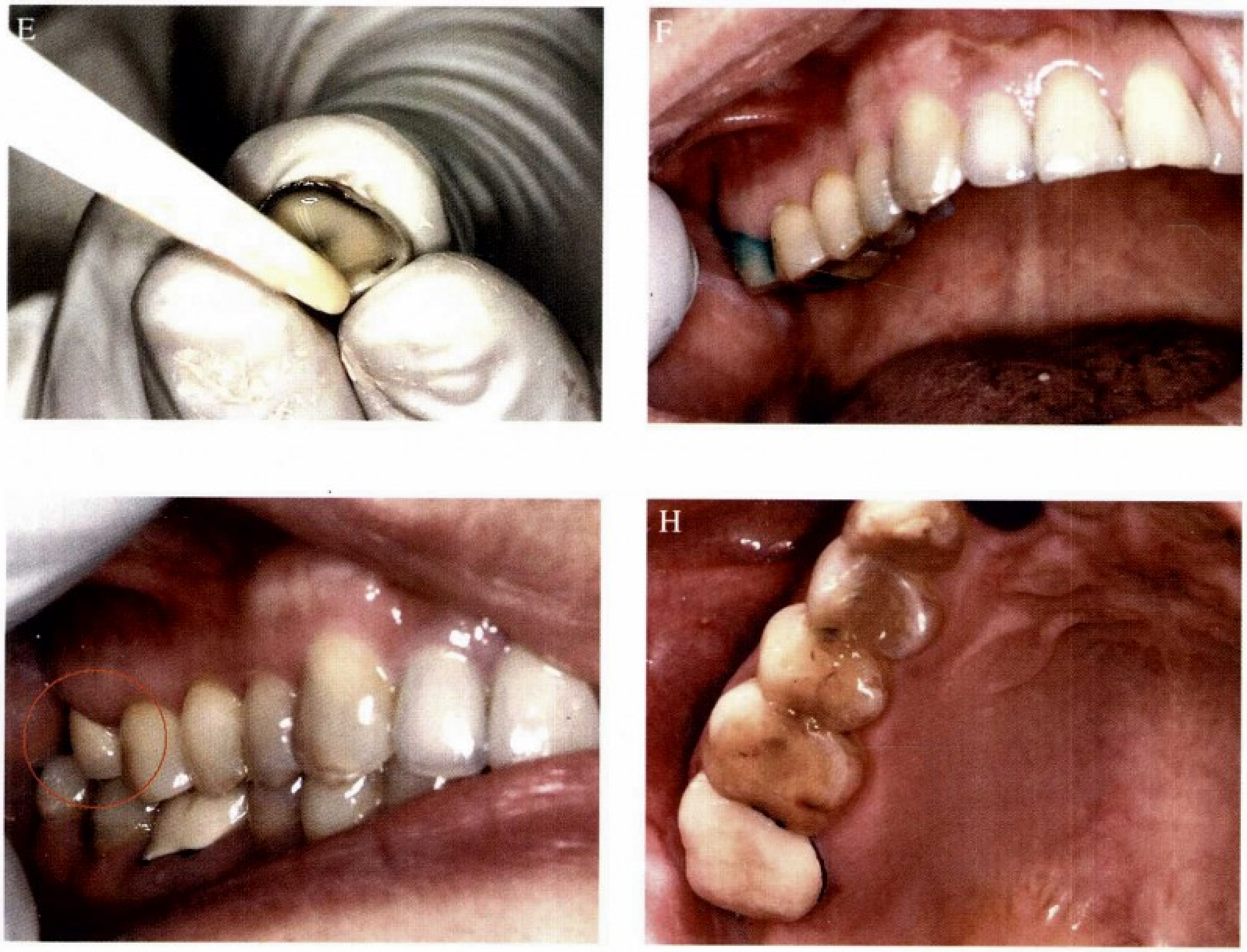


图 8-29 固位形不良金属烤瓷冠的粘接

A.上颌第二磨牙残根修复。临床牙冠短，铸造金属桩核粘接后不能获得足够的使全冠固位的牙冠垂直高度；B.贵金属烤瓷冠固位形不良；C.烤瓷冠内面预先用贵金属处理液处理，吹干；D.Panavia F21双重固化树脂粘接套装（可乐丽公司）A、B 组分前处理剂，树脂粘接糊剂 A 膏和 B 膏；E.根据需要量等量调拌树脂粘接糊剂 A、B 膏后放入冠内；F.冠就位后去除多余树脂，沿冠边缘注射一圈放氧化剂，光照；G.彻底去除冠边缘和邻间隙的多余树脂；H.粘接后骀面观

五.桩核的粘接和树脂核的成形

(一)桩核的意义

残根及残冠致使牙冠部牙体组织大部分缺损时，为了恢复基牙预备体的形态，为全冠提供足够的固位形，必须先行根内桩（post）及牙冠部核（core）形态的修复。但是对于根管治疗后尚保留有大部分形态的残冠或牙冠形态基本完整的患牙需不需要做桩的问题一直存在争议。曾经有观点认为桩能加强牙根部的抗力，使根管治疗牙变得不容易折断。但是同时又有临床研究显示了实施金属铸造桩核之后的上颌前牙屡屡发生根折的现象，导致基牙的拔除。因此，需不需要桩核修复、桩的意义何在、桩的种类对长期保留牙根的意义是什么等问题成为重要的热点研究课题。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

有学者做了这样的实验研究，收集因牙周病新鲜拔除的人上前牙进行完善根管治疗后随机分组。分为不做桩直接树脂充填组、铸造非贵金属桩核组、预成金属桩树脂核组、预成纤维桩树脂核组，在桩核组进行全冠形态预备并制作金属全冠，保留2mm的牙本质肩领。对以上四组给予135°角斜向压应力，观察各组牙的折裂情况(图 8-30)。

结果显示，当牙本质厚度不满 1mm 时，未做桩的牙被压折裂所需的力量（大约 180N）要小于其他三组做了桩核的牙(大约 270～300N)，有显著性统计学差异；也就是说牙本质厚度小于 1mm 时，牙的抗折能力低，桩可以增加牙的抗折力。铸造桩核牙的抗折能力稍大于预成金属桩核组，也大于玻璃纤维树脂核组，有显著性统计学差异；而当牙本质厚度大于 2mm 时，无论是否做桩，无论何种桩，实验牙的抗折强度均基本相等（250～280N），各组之间没有显著差异。可以认为，当牙本质厚度不足 1mm 时，需要桩核，但是牙本质厚度充分时，牙自身的抗折能力得以发挥，可以不需要桩核来加强牙的抗力。但是髓腔和窝洞需要用粘接性树脂充填。磨牙有三个轴壁余留的情况多属于这种情况，可以不做桩，仅用粘接树脂进行直接充填后行冠修复。前牙和前磨牙在全冠的基牙预备后余留牙本质厚度不足，常常需要桩核修复（图 8-31）。如果余留牙本质厚度充分，做不做桩主要根据固位形判断，如果固位形不良，则应通过桩核的形式加以恢复。

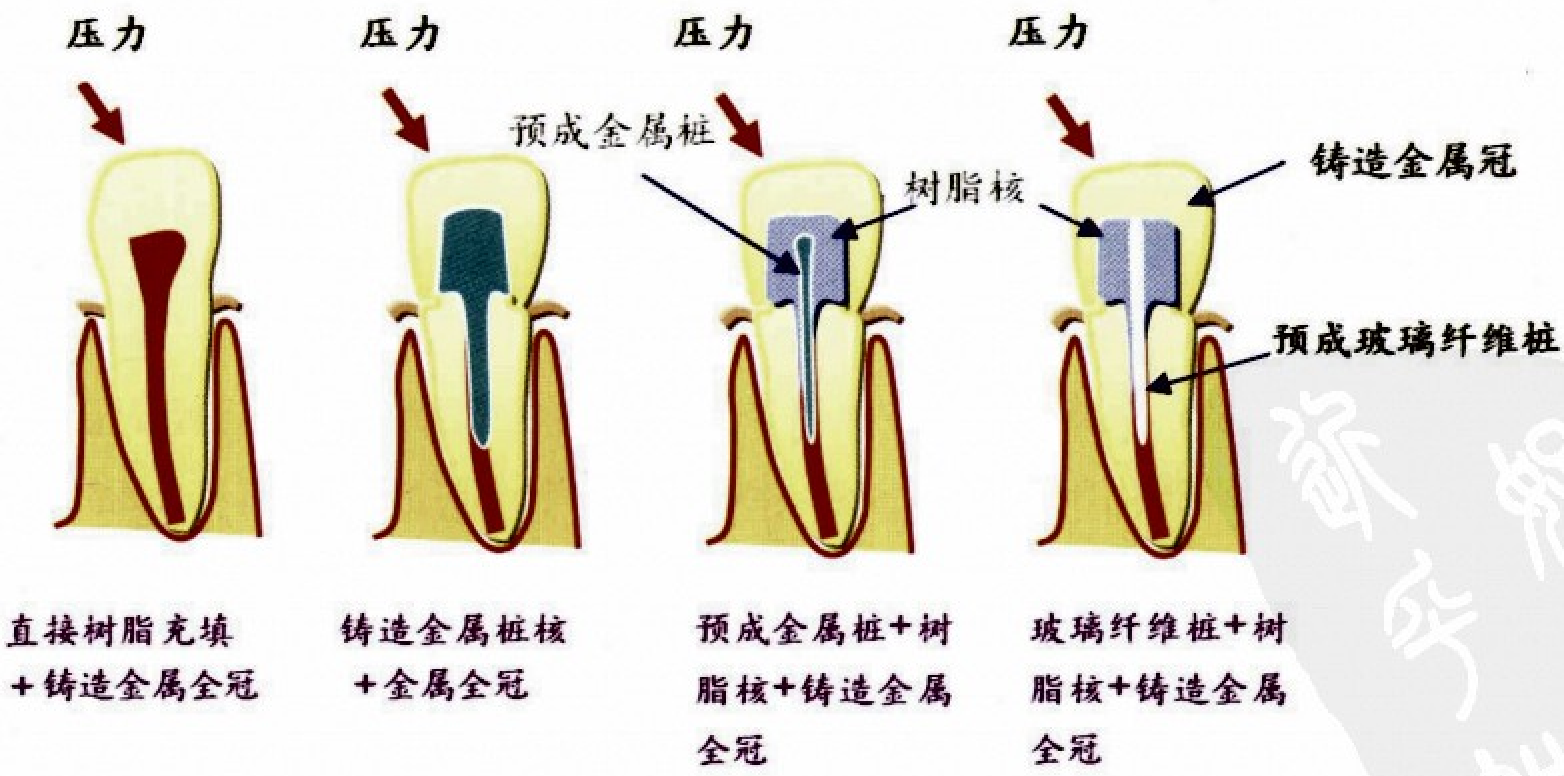
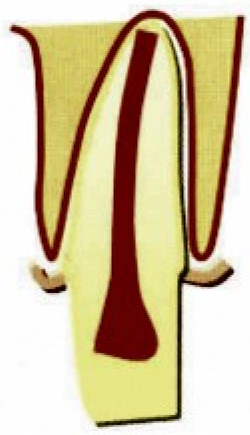


图 8-30 对根管治疗牙进行不同类型桩核修复后的离体牙的抗折试验



基牙全冠预备后的余留牙本质厚度在1mm以上时，可以不做桩



基牙全冠预备后的余留牙本质厚度不足1mm时，需要做桩



磨牙全冠预备后三壁余留，并且牙本质厚度1mm以上时，可以不做桩。树脂充填后做冠修复

图 8-31 基牙预备后牙冠部余留牙本质厚度是桩修复与否的临床判断基准

（二）桩核的适应证

1.残根的修复。冠形态缺失，根长正常修复后可获得合理的冠根长度比例，影像学检查无根周膜间隙的增宽及根尖病变，无牙根的进行性内外吸收，正常余留牙质在牙龈缘上2mm以上，进行过完善的根管治疗并无不适反应。

2．完善根管治疗后的前牙和前磨牙需要全冠修复或保护前须先行桩核修复。前牙和前磨牙牙冠部倒凹大，去除倒凹后，余留牙本质厚度往往只有1.5～2mm。在进行烤瓷冠或全瓷冠的修复时，为了保证瓷层厚度，尤其是颈部厚度，不形成瓷的悬突，必须在牙冠唇颊面及近远中邻面的唇颊1/3～1/2部进行肩台预备。肩台预备必将进一步磨除牙质，使余留牙本质厚度小于1mm，缺乏抗力形，所以需要先行桩的修复，使咬合力负荷沿桩分散到牙根中更广泛的区域，避免牙冠部及牙颈部薄弱牙质的折裂。

3.完善根管治疗后的磨牙需要全冠修复或保护，余留牙本质厚度小于1mm而不具有抗力形时，也需要先行桩的修复。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

直接冠修复适应证

- 前牙活髓，大面积牙体缺损。
- 前磨牙活髓，大面积牙体缺　损或隐裂。
- 磨牙活髓，大面积牙体缺损或隐裂。
- 磨牙根管治疗后，树脂充填，全冠预备完成后有三面以上牙本质余留，牙本质厚度大于 1mm。

桩核冠修复适应证

- 前牙根管治疗后。
- 前磨牙根管治疗后。
- 磨牙根管治疗后，全冠预备完成后仅有两轴壁以下余留，或牙本质厚度小于 1mm。

（三）过短残根的保留

在残根修复时，如果正常余留牙质在牙龈缘上的高度小于 2mm，就很难取得足够的牙本质颈环效应而致使牙冠的抗力形下降、固位力下降。为了解决这个问题，如果牙根长度正常，可以考虑正畸冠向牵引残根的方法或牙龈切除同时去骨从而达到冠延长的方法增高牙龈缘外的残根暴露高度。残根桩核冠修复的长期预后受修复后冠根长度比的影响较大，理想的冠根比为根长大于冠长，即根长：冠长＞1，如果冠根比倒置，冠长明显大于根长，则容易造成根的负荷过重导致牙槽骨吸收，牙齿松动。这种残根保留后不能保证长期良好预后，需要早期采取措施。拔除后利用种植体修复或全冠固位固定义齿修复，或经过完善根管治疗后残根根面用铸造根帽覆盖或直接树脂充填，然后在其上行可摘覆盖义齿修复。

（四）铸造桩核和预成桩联合树脂核的比较

1. 铸造桩核与预成桩树脂核的比较　桩的目的是增加残根及大面积缺损的牙冠在进行全冠修复时的固位形及防止牙冠从颈部横折。铸造金属桩核使用的是延用多年的传统桩核制作方法。桩核的基牙预备需要去除髓室壁的倒凹、磨除遮盖根管口的髓室顶牙质，充分暴露根管口。还需要在去除根管上段牙胶尖后扩大根管直径，消除根管弯曲。这样易于桩的印模采取、蜡型制作及桩的就位，并保证桩具有足够的粗度和强度。通常桩的直径为根径的 1/3。桩过粗造成牙体组织磨除量过大，会使牙根的抗力形减弱；而桩过细则制作困难，

桩的强度受影响。长年的临床研究显示，铸造桩的寿命平均为7.3年。在根管治疗牙修复的失败病例中，根折的现象时有发生。有研究结果显示，5年生存率中预成钛桩92.5%，铸造金属桩核97.1%，无桩核93.3%，6%的失败为根折。另一研究显示4年临床使用后铸造桩核的生存率为84%、9%为根折，而预成桩的4年生存率为95%，两者有显著性差异。由于桩预备时去除了较大量的牙体组织，牙根的抗力形下降，再加上铸造金属桩的硬度和弹性模量远远大于牙体组织，桩的末端容易形成应力集中区，因此在咬合力的长期负荷下，牙根的疲劳极限先于金属桩的疲劳极限出现，则可发生根折（图8-32）。



图8-32 发生根折而桩完整

A.残根，因断面位于平齐牙龈水平，故在进行了金属桩核粘接后行𬌗向牵引。后期行牙根修整手术中发现已发生根裂、拔除；B.前牙根管治疗后桩核金属烤瓷冠修复，5年后发生桩及冠的脱落，发现根纵折；C.金属烤瓷冠和铸造非贵金属及（合金）桩一起脱落。桩的长度明显不足

将预成金属桩和玻璃纤维桩粘接到根管内，再用核树脂进行核成形的方法是近年来开始普及的桩核修复方法。它可以克服铸造金属桩的主要缺点：

（1）根管预备量少，磨除牙质少，对牙根的抗力形影响小。

（2）硬度及弹性模量较铸造金属桩下降，尤其是玻璃纤维桩的弹性模量接近于牙本质。通过树脂粘接水门汀糊剂将桩和牙本质连成一体，咬合力负荷均匀分散到桩的全长周围的牙本质上，不易造成应力集中，不易造成牙根折裂。如负荷过大时，玻璃纤维桩的疲劳先于牙根的疲劳，桩折而避免根折，使再修复成为可能（图8-33）。

（3）减少患者来诊次数，将传统的3次就诊次数缩短为2次完成。

① 3次就诊：

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

桩核预备取模或取蜡型；

桩核制作后桩核戴入，全冠预备，取模；

全冠戴入。

② 2 次就诊：

桩核的基牙预备，预成桩选择，粘接，树脂核成形，全冠预备，取模；

全冠戴入。

- 铸造金属桩，抗折力最大，但折裂时的折裂线全部在根中部或根尖部。
- 预成金属桩，抗折力最小。
- 预成玻璃纤维桩，抗折力中等，折裂线 2/3 在牙颈部。
- 预成玻璃纤维桩增加了桩折的可能，减小了根折的可能。

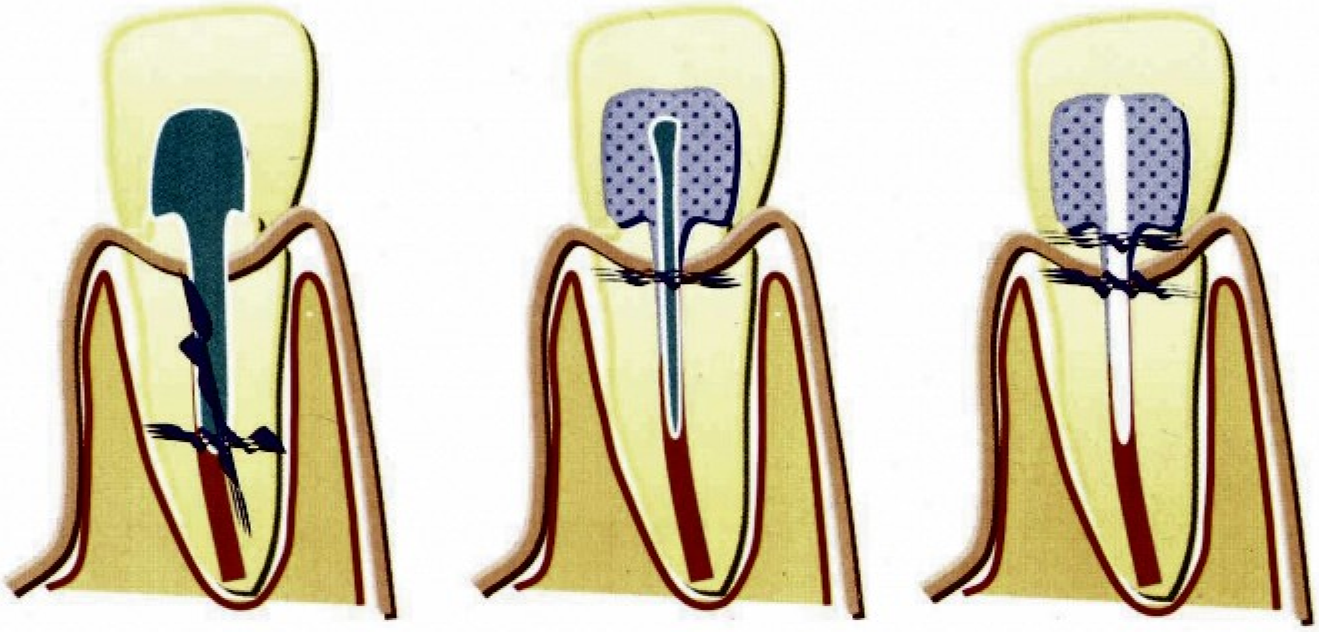


图 8-33 铸造金属桩、预成金属桩、预成玻璃纤维桩折裂线

但是，在下列情况下，仍然适用铸造金属桩：

①需要改变桩核角度。

②根管形状不规则。

③牙冠部固位形较差，不易于树脂核的成形和固位。

④边缘视野不良，由于操作不当，树脂核和牙体之间容易出现间隙。

⑤磨牙位置较后，患者开口度较小，不能耐受较长时间在大张口状态下的临床操作。

⑥ 不能熟练运用直接法进行树脂修复操作。

⑦金合金的弹性模量小于镍铬合金，如果用铸造桩核则应该尽可能采用金合金铸造桩核。

⑧后牙缺损未修复或修复体不常戴用或前牙咬合力过大时，前牙残根、残冠的桩核修复中慎用玻璃纤维桩。

铸造桩

- 需要改变桩核角度
- 根管不规则
- 树脂核的固位形不良
- 漏斗状根管口
- 边缘视野不良，树脂核容易出现空隙

预成桩

- 桩无需更改角度
- 根管细圆而规则
- 树脂核的固位形良好
- 根管壁菲薄
- 漏斗状根管口
- 全瓷冠修复

牙本质肩领（2mm）能明显提高牙抗折能力和固位形（图8-34）。



图8-34 牙本质肩领(2mm)能明显提高全冠基牙的抗折能力和冠的固位力

2.预成桩可分为以下几类（图8-35）

（1）预成纤维桩：纤维周围环氧树脂、PMMA聚合树脂基质包绕。

①预成碳纤维桩。

②预成玻璃纤维桩：E-glass,非结晶态二氧化硅混合物。多为X线透射或弱阻射，近来出现了X线阻射的产品（FRC Postec Plus Ivoclar Vivadent），可方便于对粘接后根管充填效果的确认（图8-36）。

③半预成玻璃纤维桩：纤维增强树脂，根据根管形态塑型后光固化。

④石英纤维桩：结晶态的纯二氧化硅，弹性模量低，硬度高，抗疲劳性能好，粘接性好。

（2）预成金属桩：不锈钢桩、钛合金桩。

（3）瓷桩。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

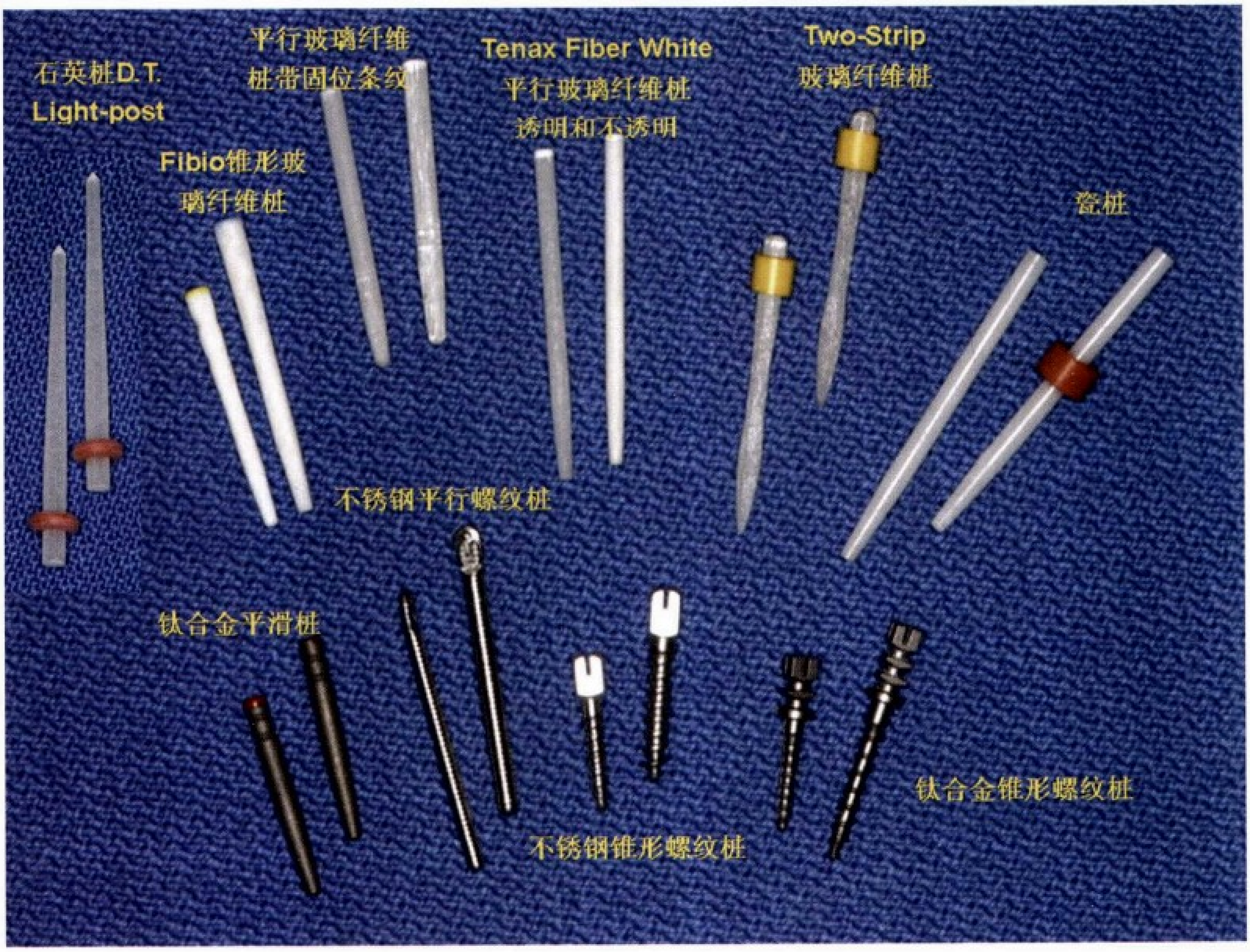


图 8-35 常见的预成桩

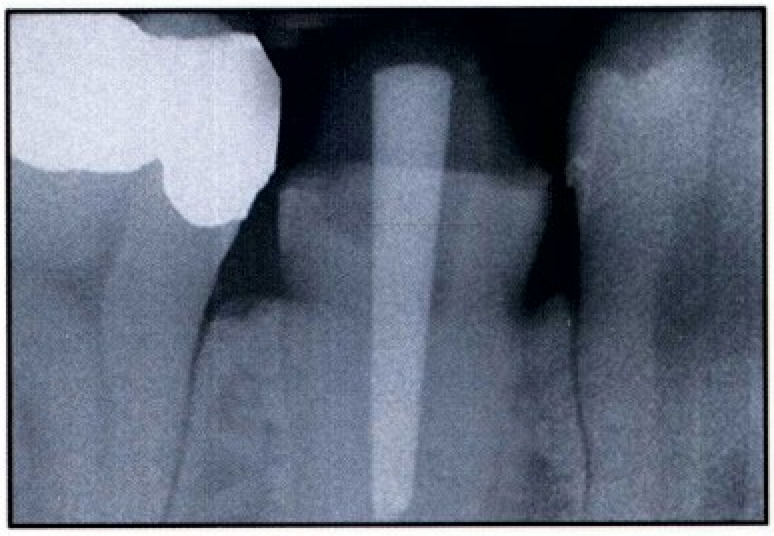


图 8-36 X 线阻射显影的玻璃纤维桩（FRC Postec Plus, Ivoclar Vivadent）

3.纤维桩和根管壁的粘接

纤维桩的粘接要用树脂水门汀，达到化学粘接。

根管壁残留的丁香油或化学药物，会阻碍树脂水门汀聚合，应用乙醇擦洗，酸蚀。

树脂水门汀的选择 - 流动性、湿润性好、易于操作、双重固化、粘接强度高、美观透明。

根管壁和树脂水门汀之间预留树脂间隙，有利于粘接。选择比根管扩大钻小一个型号的预成桩。

- 预成桩有各种表面形态（平行、锥形、双锥形等），用双重固化粘接水门汀粘接后，桩固位力以平行桩最大。

- 透明桩和不透明桩比较，透明桩的光透过程度有限，粘接强度并无明显提高。而颈部粘接强度大于根中部及根尖部。不透明桩的粘接强度均匀。

4.玻璃纤维桩的表面处理 单纯乙醇处理；乙醇牙本质预处理剂处理；喷砂处理；喷砂+ED Primer处理。有实验对四种表面处理的桩进行了拔出粘接强度(push-phll bonding strangh)的测定。表面处理方式成为在7500次冷热循环(5/55°C),30万次机械载荷(30N)后用万能试验机匀速（2mm/min）牵拉测固位力。结果显示牙本质预处理剂的预先处理不能提高粘接强度，喷砂可明显提高粘接强度。玻璃纤维桩表面用磷酸酸蚀后用硅烷偶联剂处理被认为可增加桩的粘接强度。

5.玻璃纤维桩粘接剂系统比较

（1）全酸蚀粘接水门汀固位力大于自酸蚀粘接水门汀粘接后固位力。

实验显示，用全部酸蚀和自酸蚀方法用树脂水门汀粘接玻璃纤维桩后，根部各部位的拔出粘接强度值如下：

- 全酸蚀:颈部=10.8，根中部=7.9，根尖方向=7.1。

- 自酸蚀:颈部=8.1，根中部=6.0，根尖方向=6.9。

但是考虑到根管内的操作性能，多倾向于无需酸蚀和水洗的自酸蚀粘接系统。

（2）自酸蚀化学固化型水门汀粘接后固位力大于光固化水门汀粘接后固位力。

因此，选择全酸蚀或自酸蚀化学固位或双重固化粘接系统（图8-37）。

6.预成桩和树脂核材料的粘接 预成桩粘接在根管内后，核树脂要粘接在桩和剩余牙本质上。桩和核树脂材料的粘接性能也非常重要。以下是文献中关于桩和核粘接的几个研究结果，可为临床选择桩核材料提供参考。

桩和核的抗牵拉破坏力从强到弱的顺序是钛合金桩、不锈钢桩、 玻璃纤维桩。

桩和树脂核的粘接力从强到弱的顺序是玻璃纤维桩、钛合金桩、不锈钢桩。

核的直径对桩核抗牵拉破坏力的影响：

如果使用的是金属桩，树脂核直径分别是4mm和2mm时，桩核的抗牵拉破坏力受核直径的影响明显，直径越大，受牵拉抗力时越不容易破坏。

如果使用的是玻璃纤维桩，则桩和树脂核粘接时的抗牵拉破坏力不受核直径的影响，提示在临床使用中，预成金属桩的树脂核的厚度必须保证。而使用玻璃纤维桩时，树脂核的厚度没有明显影响。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注



Panavia F



SuperBond C&B


Rely X Unicem



Chemiace II

图 8-37 各种预成桩粘接系统

（五）预成金属桩的基牙预备、粘接和树脂核的成形

1.基牙预备

（1）先按全冠预备的要求制备出除肩台之外的最终形态，即按照冠修复要求均匀去除𬌗面 1～2mm，留出𬌗面足够修复空间；仔细磨开邻面，避免损伤邻牙，去除邻面倒凹；颊侧及舌侧去除倒凹，将最大外形高点线降至牙颈部，颊舌面的上 1/2 形成向心的聚合度；前牙舌侧颈部形成固位圈按照原有舌侧形态均匀去除 1/2 0.5mm 厚，制备出舌凹。颊舌面及邻面均预备至牙龈缘上 0.5mm 或平龈高，待后续排龈后预备肩台至龈下 0.5mm（烤瓷冠）或平龈（全瓷冠）。

（2）去除髓室顶的牙质，去除髓腔壁的倒凹，充分暴露根管口。

（3）磨除余留过薄牙质但需注意根端牙质的高度在牙龈缘上 2mm 以上。

（4）测量 X 线根尖片上根管的长度，确认需要预备的根管长度，使用慢速马达及弯机头，转动 1 号 Pearso 根管扩大针，沿根管口插入根管，排出充填牙胶直达预定深度。更换 2 号 Pearso 根管扩大针，

扩大根管。

（5）使用预成金属桩（钢桩或钛合金桩）的专用扩大钻预备根管（图 8-38），如果根管较粗，则由细到粗逐渐更换钻头直至钻头直径和根管粗细大致吻合。

（6）选择粗细合适的金属桩，插入预备的根管内直到预备长度。用刻断钳剪去多余的末端金属桩，使桩的长度等于预备长度加上冠部设计桩核高度，用钻头修整断端，乙醇消毒待用。如用贵金属桩或钛合金桩，则需先在桩表面涂抹一层贵金属处理液，吹干待用。

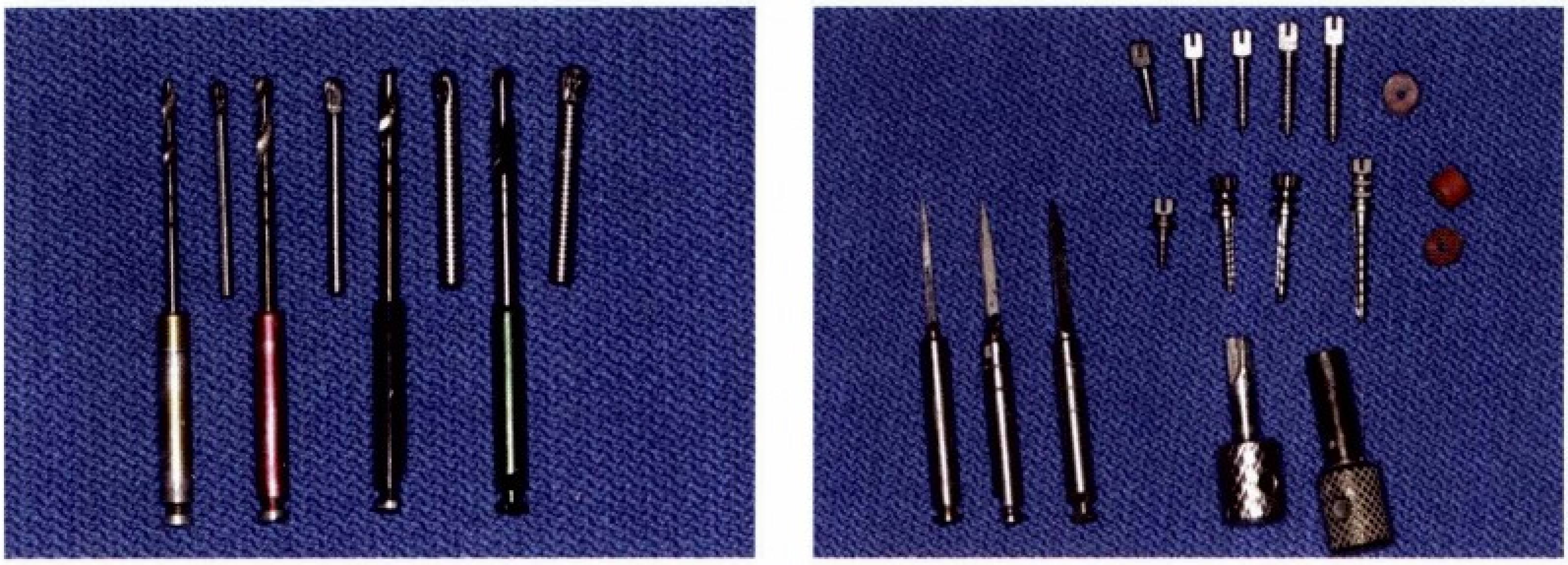


图 8-38 预成金属桩及器械

2.粘接（图 8-39）

（1）牙冠周围及根管内分别用乙醇消毒，吹干，隔湿。最好使用橡皮障隔湿。

（2）用纸捻吸干根管内水分。

（3）用小毛刷饱蘸自酸蚀牙本质处理剂，涂抹到根管内壁，深处毛刷不能到达部位用探针或小海绵棒送达。等待 30s，吹出多余处理剂，用纸捻吸干根管内水分。

（4）在调拌纸上挤出等量的树脂粘接材糊剂，均匀调拌后，装入微量注射器头内，打入根管内，并同时注射到桩的表面。

（5）用螺旋充填器在慢速下将粘接糊剂导入根管内，并同时注射到桩的表面。一般产品使用说明书上禁止使用螺旋充填器，将树脂糊剂导入根管内，因为机动充填器旋转时可能产热，加速树脂水门汀糊剂的固化，使桩不能插入到预定深度。但是不使用螺旋充填器则容易在根管内遗留气泡。所以应彻底吸干根管内牙本质处理剂后，慎重使用螺旋充填器。

（6）将桩旋转插入根管内达预备长

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

度，用毛刷将一薄层糊剂刷遍整个桩的露出部分表面（包括冠方固位形上）及余留牙本质内壁，去除多余的糊剂。注意除净粘在邻牙上的糊剂。

（7）用毛刷去除根冠口的糊剂，为核树脂的固位扩大粘接面积及加强核树脂的体积及强度。

（8）光照 40s。

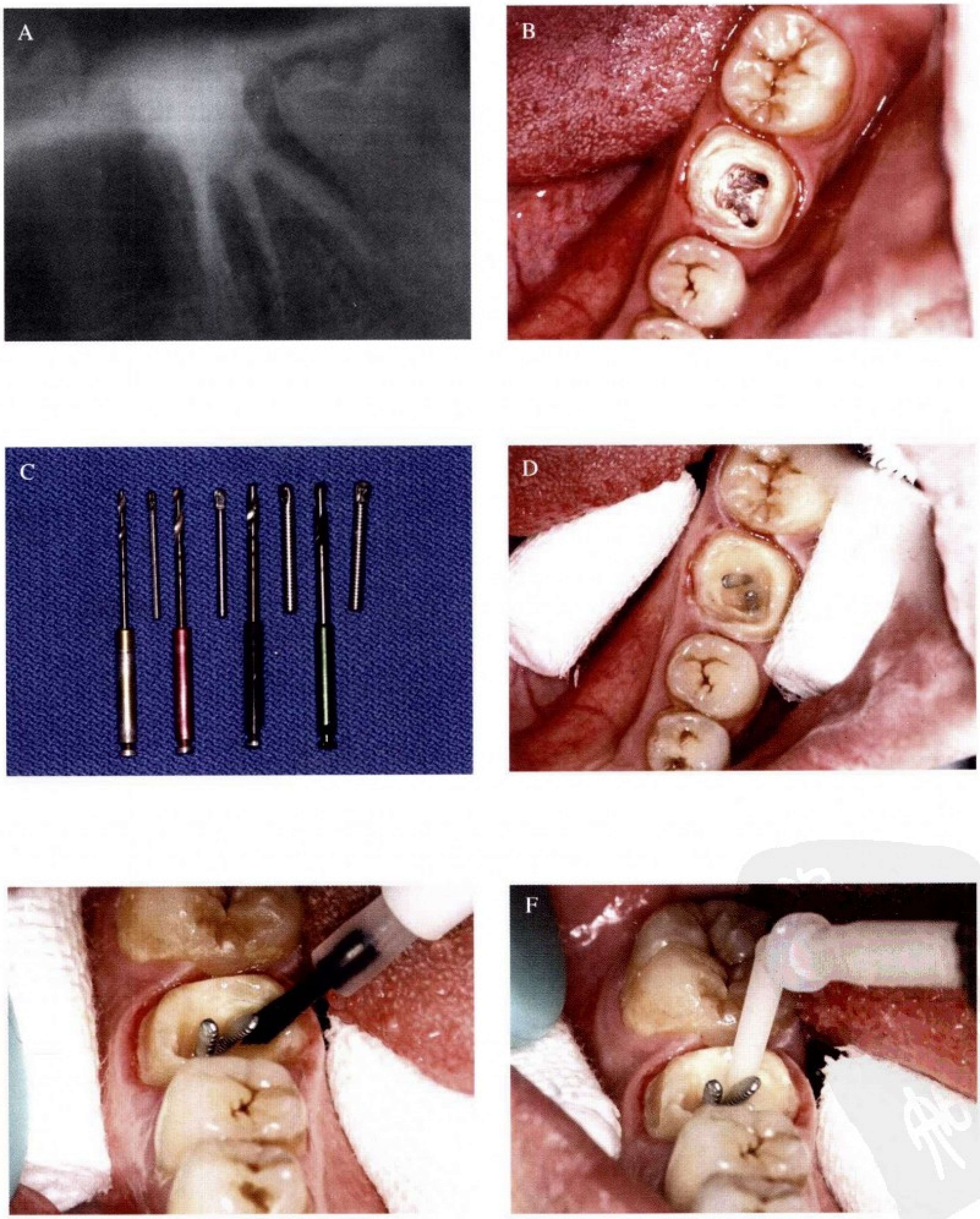






图 8-39 预成平行金属桩的粘接和树脂核成形的修复病例

A.下颌第一磨牙大面积牙体缺损，已经过完善根管治疗；B.进行全冠外形的初步基牙预备后进行近远中颊根预备，准备各粘入一根预成金属桩。桩的深度达到根长 2/3 并保证 5mm 以上的根尖封闭；C.平行金属桩（Parapost，Coltene Whaledent）和专用钻针；D.根管粘接处理后，金属桩涂抹一周树脂水门汀，插入到根管内预定深度，桩的顶部达到基牙预备预定高度，加强树脂核的固位；E.在金属桩和预留牙本质表面涂抹粘接剂，光照20s；F.用自动调拌注射器调拌树脂水门汀并注入到髓腔预备洞型内；G.树脂核堆积完成；H.全冠基牙预备完成，准备排龈取摸，制作全冠

3.树脂核的成形（图 8-40）

(1) 在桩之上及余留牙本质内外涂抹表面处理剂，放置 10s 后吹干。

(2)在表面处理剂之上涂抹一层粘接剂，吹去多余粘接剂并使之均匀，光照 20s。

(3) 用自动调拌注射器调拌树脂粘接糊剂，或在纸板上调拌树脂粘接糊剂后压入注射器，注射到桩的周围及需要堆核的牙本质上。

(4) 选用大小合适的核成形模具或预成的树脂暂时冠，压在核树脂之上使树脂核成形。

(5)每个区域光照 20s。

(6)去除模具，修整树脂核的外形及全冠的基牙形态。

(7)排龈，预备肩台至龈下 0.5mm（烤瓷冠）或平龈（全瓷冠）。

(8)去除边缘锐角，最终修整全冠基牙形态。

(9)取出排龈线，采取印模。





公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注



图 8-40　预成螺纹金属桩的粘接和树脂核成形的修复病例

A.下颌第一磨牙大面积牙体缺损，已经过完善根管治疗；B.预成螺纹金属桩（Anthogyl，France）和专用钻针；C.进行全冠外形的初步基牙预备后进行近远中根管预备，各粘入一根预成螺纹金属桩；D.用自动调拌注射器调拌树脂水门汀并注入到髓腔预备洞型内；E.树脂核堆积完成；F.全冠基牙预备完成（咬合面观）；G.全冠基牙预备完成（颊侧面观）；H.用聚醚印模材采取印摸，制作全冠

PDG

（六）预成玻璃纤维桩的基牙预备、粘接和树脂核的成形

玻璃纤维桩呈现为不透明的白色或透明色。可以避免美容性全瓷冠修复时如用金属桩核修复容易透出的金属色调。

1.基牙预备

（1）先按全冠预备的要求制备出除肩台之外的最终预想形态，即按照冠修复的要求均匀去除切缘2mm，下颌前伸至对刃位时有足够的瓷修复空间；仔细磨开邻面，避免损伤邻牙，去除邻面倒凹；唇侧均匀去除1mm，舌隆突下方去除0.5～1mm，将最大外形高点线降至牙颈部，保留2mm左右的和唇面平行的颈环，用轮状石或梨形钻头制备出舌凹。唇面预备至牙龈缘上0.5mm或平龈高，待后续排龈后预备肩台至龈下0.5mm（烤瓷冠）或平龈（全瓷冠）。

（2）去除髓室顶的牙质，去除髓腔壁的倒凹，充分暴露根管口。

（3）磨除余留过薄牙质但需注意根端牙质的高度在牙龈缘上2mm以上。

（4）测量X线根尖片上根管的长度，确认需要预备的根管长度，使用慢速马达及弯机头，转动1号Pearso根管扩大针，沿根管口插入根管，排出充填牙胶直达预定深度。更换2号Pearso根管扩大针，扩大根管。

（5）使用玻璃纤维桩的专用扩大钻预备根管，如果根管较粗，则由细到粗逐渐更换钻头（最大到中号）直至钻头直径和根管粗细大概吻合（图8-41）。

（6）选择粗细合适的玻璃纤维桩，插入预备的根管内直到预备长度，用橡圈标出所需长度后，进行清洁，37%磷酸酸蚀30s，冲洗吹干后涂抹硅烷偶联剂一层，吹匀，有些产品出厂前已经进行了表面硅烷化处理，在粘接前无需再涂硅烷偶联剂。使用前应该仔细阅读使用说明书，根据产品要求进行表面处理。消毒待用。

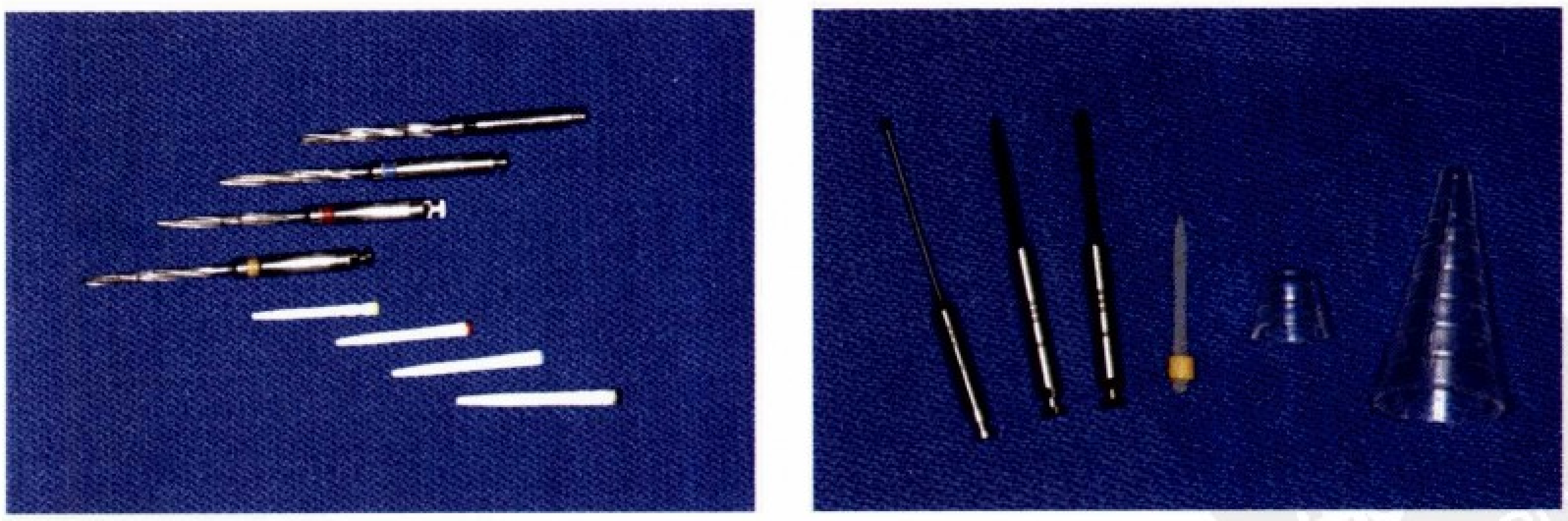


图8-41 预成玻璃纤维桩及专用基牙颈预备钻和树脂核成形模具

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

2.玻璃纤维桩的粘接　基本同于预成金属桩的粘接。不同之处是桩表面处理后不需预先用刻断钳切断至预定长度，而是先磨去桩顶部的标志色环，用橡皮圈定出插入牙内的长度。当根管内注入树脂粘接糊剂后迅速插入玻璃纤维桩直到橡皮圈接触余留牙断面，用毛刷清理后光照固化，再根据核的高度用金刚砂钻头磨除多余部分，继续树脂核的成形操作。

3.树脂核的成形（图 8-42）　基本同于预成金属桩上树脂核的成形。可用核树脂自动混合注射器直接注射堆积，也可利用成形环或暂时冠形成核的形态。

4.玻璃纤维桩粘接的病例展示　图 8-43～图 8-45 展示了用自酸蚀双重固化树脂水门汀和化学固化树脂水门汀粘接玻璃纤维桩的病例。



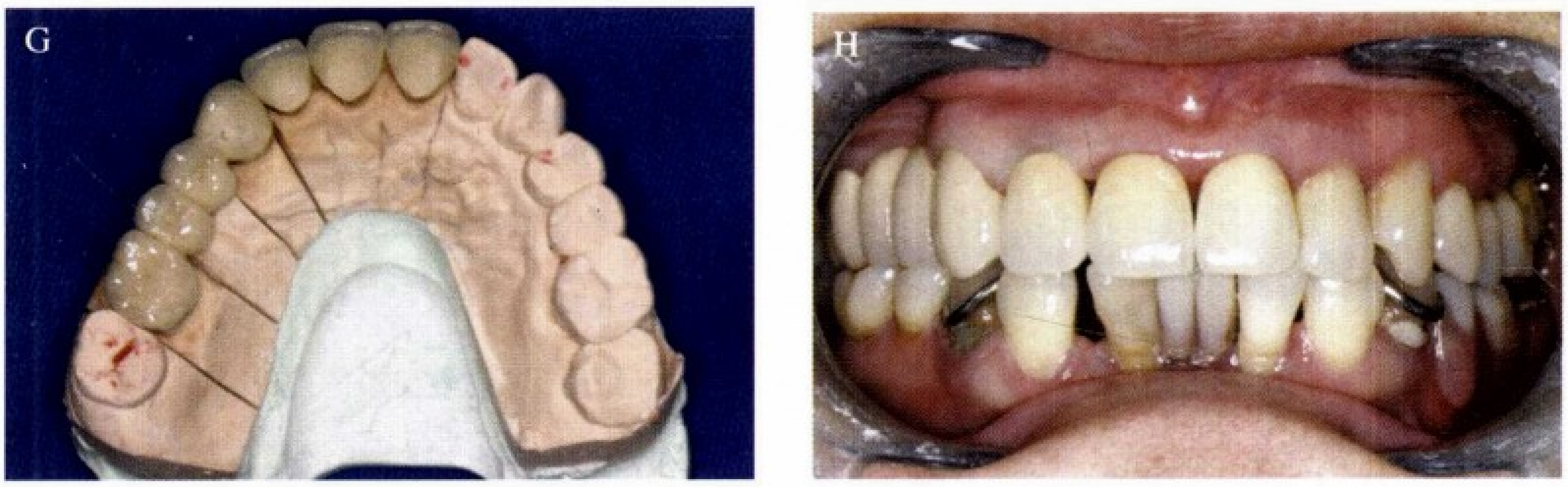
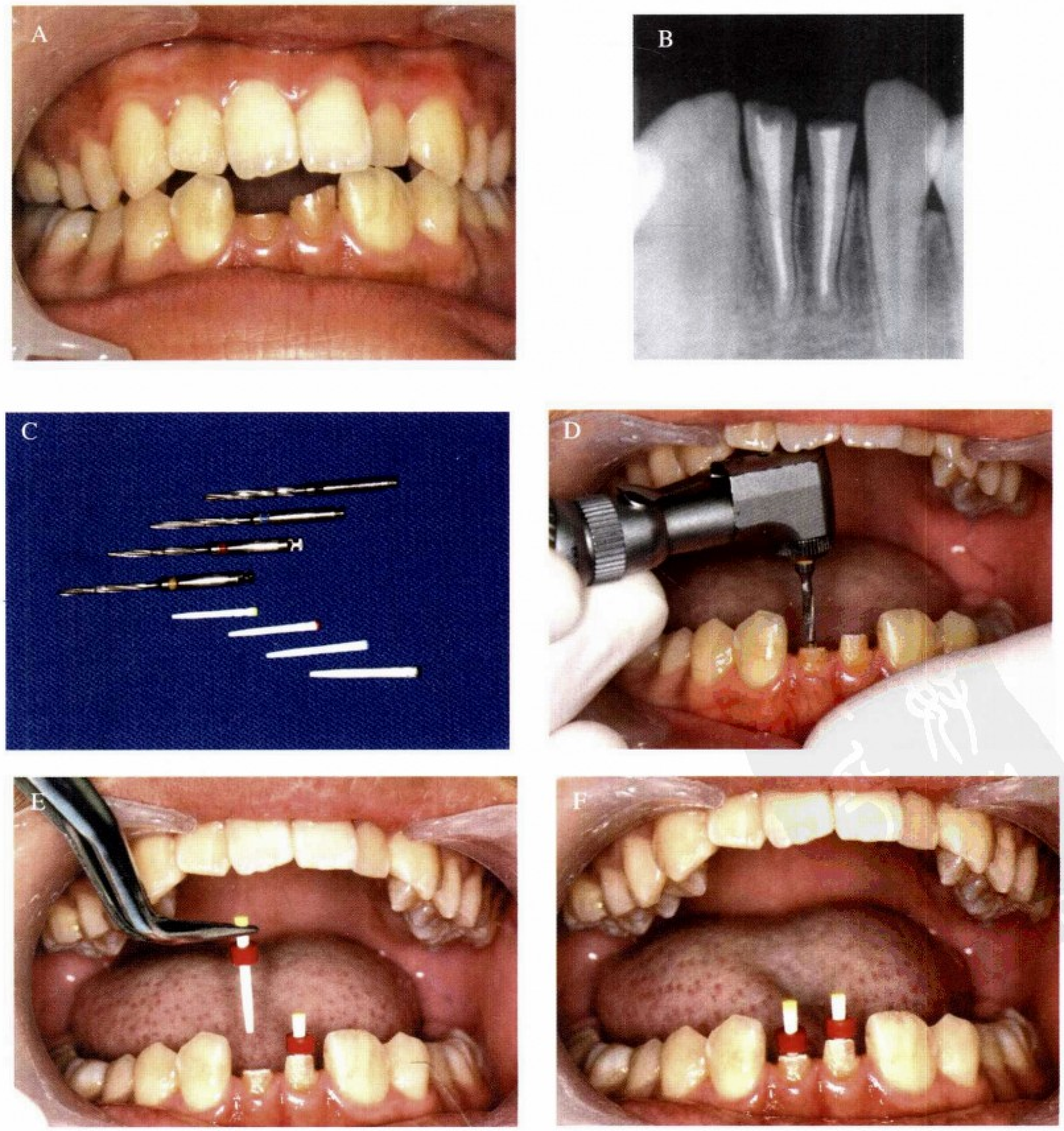


图 8-42 树脂核的成形病例（用注射器直接堆积核树脂）

A.患者中年女性，上颌中切牙和右侧侧切牙、尖牙、第一磨牙大面积树脂充填、继发龋，前磨牙缺失；B.去除充填物后牙质余留少，进行了彻底的根管治疗；C.进行基牙根管预备，粘接玻璃纤维桩；D.用牙本质表面预处理剂涂抹桩表面和余留牙本质表面后，涂抹树脂粘接剂，用自动混合注射器直接堆积核树脂；E.树脂核形态完成后，等待牙龈恢复；进行全冠基牙预备后取模；F.金合金烤瓷冠基底冠试戴；G.制作贵金属烤瓷冠和固定义齿；H.烤瓷冠和固定义齿粘接后正面观



公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注



图 8-43　玻璃纤维桩粘接的病例 1（用 Panavia F 系统进行粘接）

A.10 岁男孩，外伤导致下颌中切牙折断；B.完善根管治疗后无根尖症状、无松动、无疼痛，准备修复；C.玻璃纤维桩和基牙预备用套钻；D.用专用钻进行根管的预备，彻底去除上部牙胶和充填糊剂。清洗根管，用乙醇棉捻反复擦洗根管后，吹干；E.选取合适粗细的玻璃纤维桩后，插到根管内预备深度，用橡皮圈做深度记号。表面用 37% 磷酸处理 30s，涂抹硅烷偶联剂待用；F.两支玻璃纤维桩均达到预备深度；G.准备树脂粘接剂和水门汀糊剂。取自酸蚀处理剂 A、B 液各一滴混匀；H.用毛刷或小海棉球在根管内涂抹自酸蚀处理剂，等待 20s 后用纸捻吸干，等量调拌树脂水门汀糊剂 A、B 膏，用慢速机头和螺旋充填器导入根管内，同时一部分糊剂放在玻璃纤维桩表面，迅速插入根管内，用毛刷清除多余糊剂；I.用核树脂形成核的形态，进行全冠基牙预备；J.选用半成品临时冠材料制作过渡性临时冠；K.桩核粘接后的 X 线片，显示玻璃纤维桩具有充分长度并保证足够的根尖牙胶尖封闭。玻璃纤维桩和根管壁之间没有空隙；L.临时冠戴用后



公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注



图 8-44　玻璃纤维桩粘接的病例 2（用 Superbond C&B 系统进行粘接）

A.用专用钻进行根管的预备，彻底去除上部牙胶和充填糊剂。选取合适粗细的玻璃纤维桩后，插到根管内预备深度。表面用 37% 磷酸处理 30s，涂抹硅烷偶联剂待用；B.清洗根管，用乙醇棉捻反复擦洗根管后，吹干；C.用牙本质处理剂（10-3 溶液）处理根管；D.彻底冲洗根管，吹干；E.用细毛刷在根管内涂抹树脂粘接水门汀液体，轻吹匀；F.调拌树脂水门汀粉液成糊剂，用细毛刷送入根管内；G.同时将一部分糊剂放在玻璃纤维桩表面，迅速插入根管内；H.用毛刷清除多余糊剂；J.用核树脂形成核的形态；K.核树脂堆积完毕，可视光照 40s；L.进行全冠基本牙预备





图 8-45 进行玻璃纤维桩、树脂核及烤瓷冠修复的病例 3

A.上颌前牙旧烤瓷冠边缘暴露，不美观；B.旧烤瓷冠拆除后；C.进行了完善的根管治疗；D.基牙根管预备后，选择玻璃纤维桩；E.玻璃纤维桩粘接后；F.核树脂的成形及全冠基牙预备；G.重新制作烤瓷冠修复；H.修复后正面冠

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

5．对不能获得牙本质肩领或颈环（2mm）效应的根管口呈漏斗状残根的玻璃纤维桩修复（图 8-46、8-47）。

当残根表面的龋坏深达根管口，或经过桩核修复但发生根管治疗的失败，在旧桩核拆除后需要重新修复的病例，常常呈现漏斗状根管口。这种情况时残根的余留牙本质薄，如果以铸造金属桩核修复，则桩核的固位形差，而且容易发生根折。由于根管口部的大面积破坏，往往难以获得全冠修复体边缘必须包绕的牙龈缘上至少 2mm 的牙本质肩领高度，漏斗状根管口的修复是比较困难的修复。在根管长度满足合理的冠根比的前提下可以进行残根的试保留。用玻璃纤维桩和树脂核修复适宜于这种情况时的修复。但是单根玻璃纤维桩难以占满漏斗状根管的空间，可以考虑三种方式进行改良型修复（图 8-46）。

- 根管壁先用光固化树脂恢复正常根管形状后用预成玻璃纤维桩粘接。
- 根管内先插入主桩，添加辅桩或树脂碎片填补间隙。
- 用可塑形的半预成玻璃纤维桩和流动树脂浸润光照形成桩核形态后，用树脂水门汀糊剂粘接。

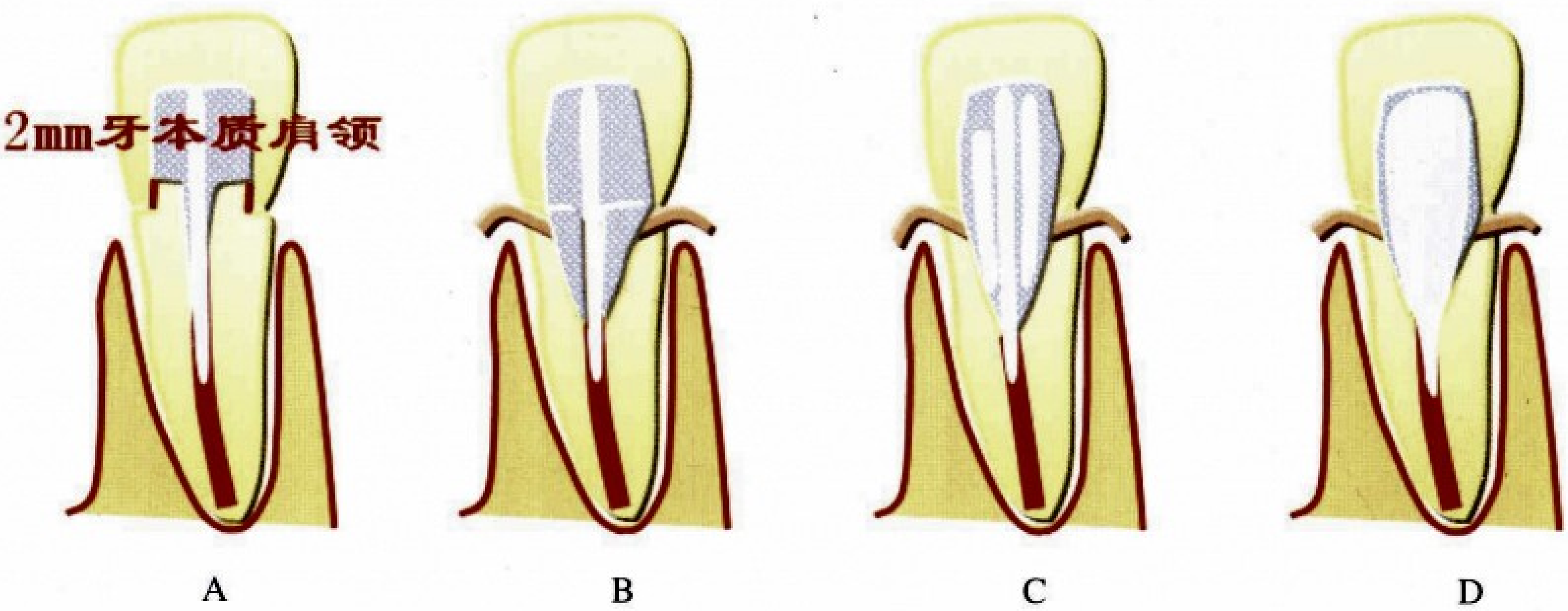
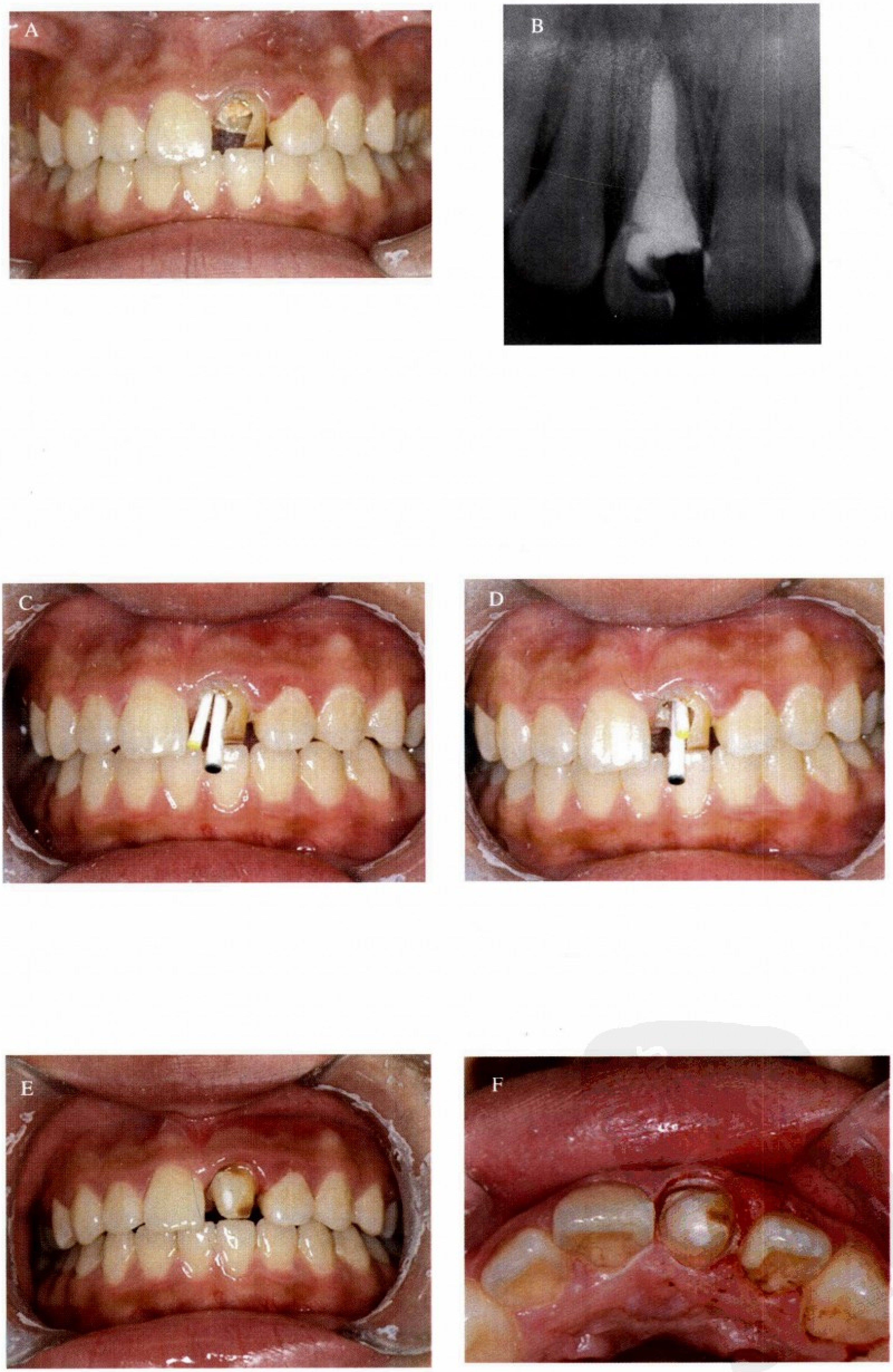


图 8-46 具有漏斗状根管口的根管的玻璃纤维桩和树脂核的修复方式

A.正常根管形态，全冠修复体边缘包绕有充分高度的牙本质肩领；B.漏斗状根管口，根管壁先用光固化树脂恢复正常根管形状后用预成玻璃纤维桩粘接；C.根管内先插入主桩，添加辅桩或树脂碎片填补间隙；D.用可塑形的半预成玻璃纤维桩和流动树脂浸润并光照形成桩核形态后，用树脂水门汀糊剂粘接



公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注





图 8-47 具有漏斗状根管口的根管的玻璃纤维桩粘接修复的病例

A.女性患儿 13 岁，左侧上颌中切牙大面积缺损。已经经过完善根管治疗，残根无疼痛、无松动；B. X 线片可见根管粗大，根管口呈漏斗状，根部余留牙本质壁薄；C.根管预备后，选择玻璃纤维桩。因为根管粗大，一根桩不能达到基本充满根管的目的，故选用两根桩，一根较粗作为主桩，插到预备长度，另一根作为辅桩，尽量填补空隙；D.分几个不同位置和角度试验桩的插入方式，上下竖着排列时桩的位置比较深入；E.两根桩粘接后进行树脂核的堆积和成形，进而进行全冠的基牙预备；F.从咬合面观可看出上下排列的两根玻璃纤维桩；G.桩粘接后的 X 线根尖片确认根管充满；H.临时冠戴用

要点提示

- 牙本质厚度充分时，使用各种桩的牙根抗折力相当。玻璃纤维桩提高根折线的位置，有利于牙根的远期保留。
- 玻璃纤维桩的根管内粘接使用自酸蚀化学固化或双重固化树脂粘接材料。
- 根管壁应该用乙醇擦洗。
- 选择比根管扩大钻直径稍小一号的预成桩。
- 表面呈平行形态的玻璃纤维桩粘接力最大。
- 表面喷砂可提高玻璃纤维桩的粘接力，但对强度可能有影响。
- 预成金属桩上核树脂厚度必须保证，预成玻璃纤维桩上核树脂厚度对抗力没有明显影响。
- 咬合力过大部位的修复慎用玻璃纤维桩。

六. 牙体缺损的其他粘接治疗

如乳牙外伤后的冠部直接粘接修复、斜折牙和纵折牙的粘接等，树脂粘接在牙体缺损中的应用范围还将不断扩大，但是长期效果如何还需要通过大量的严谨科学的临床实验证实。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

第 9 章

树脂粘接剂在粘接固位固定义齿中的应用

- 粘接固位固定义齿（粘接桥）是有效的个别前牙及前磨牙缺失时的固定修复方法
- 粘接桥长期临床效果的保证依靠使用具有强的抗疲劳粘接力的粘接水门汀和增加有效的机械固位型
- 可动连接、单端粘接等修复体设计和生物弹性材料联合类瓷树脂的应用等有望提高粘接桥的持久性，但有待于临床验证

PDG

在缺牙修复中，既能减少健康基牙的磨除又能进行固定修复一直是修复学临床追求的目标。在21世纪初的今天，种植体修复是成功实现这一目标的代表性方法，利用粘接固位的固定义齿修复也是实现这一目标的有效手段。粘接固位固定义齿（俗称粘接桥），英文名称为Resin-bonded fixed partial denture，是利用树脂粘接材料将固定义齿的桥体粘接到基牙上从而修复个别牙缺失的方法。粘接义齿的最关键技术即粘接，粘接义齿的失败原因也主要是脱粘接。

历史上，以马里兰桥(Maryland Bridge)为代表的金属翼板粘接固定义齿早在20世纪80年代就被应用于临床，但由于当时尚无现代树脂粘接技术，修复体容易脱落而没有得到推广。以往粘接固定义齿失败的原因主要是粘接剂强度不足及缺少足够的物理机械固位力。近20年来，随着粘接材料和技术的发展，粘接固定义齿修复又重新成为预后良好的可选修复方式。新一代的粘接固定义齿要求利用机械固位和树脂水门汀化学粘接的双重固位方式来加强固位力，达到理想的长期修复效果。

粘接固定义齿的粘接，除在嵌体型预备体之外，属于牙釉质粘接。粘接时，轻度打磨牙釉质表面，使用37%磷酸酸蚀牙釉质表面，使用2步法或3步法粘接系统粘接夹板。不建议使用自酸蚀粘接系统。

一.粘接固位固定义齿的分类

1.罗彻特桥（Rochette bridge） 最早的粘接桥当属Rochette桥(图9-1)。Rochette为了固定由于牙周病而松动的下前牙，同时修复缺失的下颌中切牙，将带有金属翼板的夹板式义齿粘接到下前牙的舌侧。为了增加粘接剂和金属的固位，金属翼板上布满小孔，使粘接剂溢出小孔和金属翼板形成扣锁。但是事与愿违，固位孔处的树脂很容易磨耗，从而金属翼板容易脱落。Rochette桥的临床成功率不高，Berekelly追踪观察了34例Rochette桥，7年的脱落率达到70%，总失败率为79%。

2.马里兰桥（Maryland bridge） Maryland大学研究改进了粘接义齿的粘接工艺，先对非贵金属翼板进行电蚀刻处理，并对基牙表面进行酸蚀，使金属表面形成微小凸凹粗糙面，产生微机械固位作用，增加金属与树脂之间的粘接。不再在金属翼板上打孔，增强了金属翼板的强度和抗扭曲力(图9-2)。Greuger等的临床观察显示，电解蚀刻处理后的粘接桥使用7年半后的临床成功率约为71%。Huan-kong Chang进行的回顾性研究显示，43个Maryland桥的平均使用寿命为33个月，3年成功率为65%。

20世纪80年代开始，树脂粘接材料进入到含有功能性粘接单体的第4代，含有4-META/TBB成分的树脂粘接剂（Superbond C&B，图9-3）推广应用于临床，

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

由于其对牙质、金属、瓷均具有较高的粘接力，粘接义齿的成功率有所上升，但是仍然未能彻底解决脱粘接的问题。在粘接义齿中，树脂粘接力是重要的固位力，但是金属翼板和预备体之间的摩擦力和机械约束力是重要的辅助固位力。

3. 改良马里兰桥式粘接固定义齿　为了提高粘接效果，在原有马里兰桥的基础上出现了不少增加机械固位形的粘接义齿，除金属翼板外，常见的机械固位形有邻面固位沟、固位针道、嵌体、邻面固位钉、复合机械固位形等（图 9-4～图 9-7）。

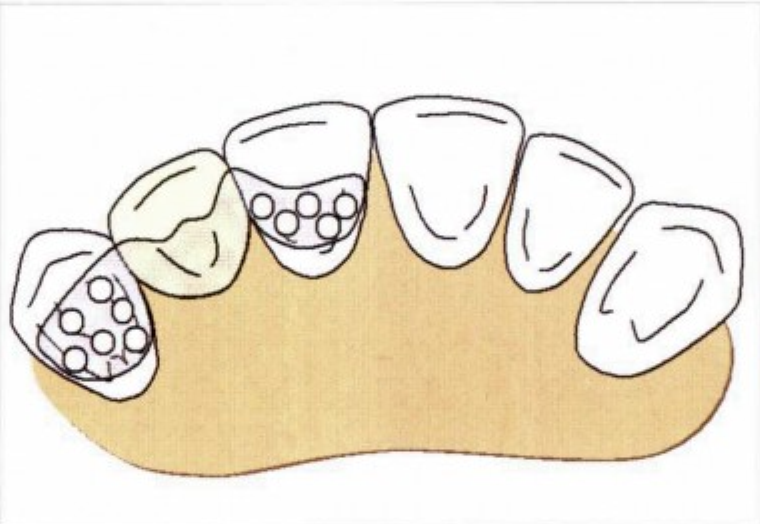


图 9-1　Rochette 桥

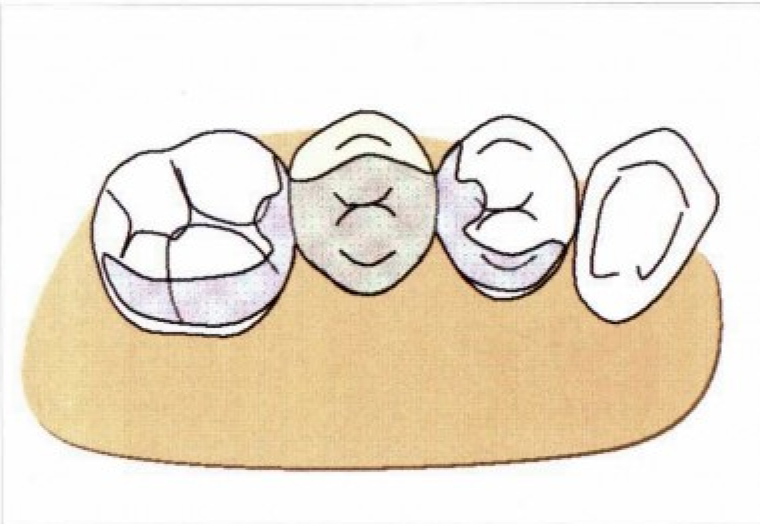


图 9-2　Maryland 桥



图 9-3　Superbond C&B



图9-4　个别前牙和前磨牙缺失的金属翼板辅助固位粘接固定义齿。在两侧邻接基牙的对角线处形成2个针道增强机械固位力。针道深1mm，平行于义齿就位道

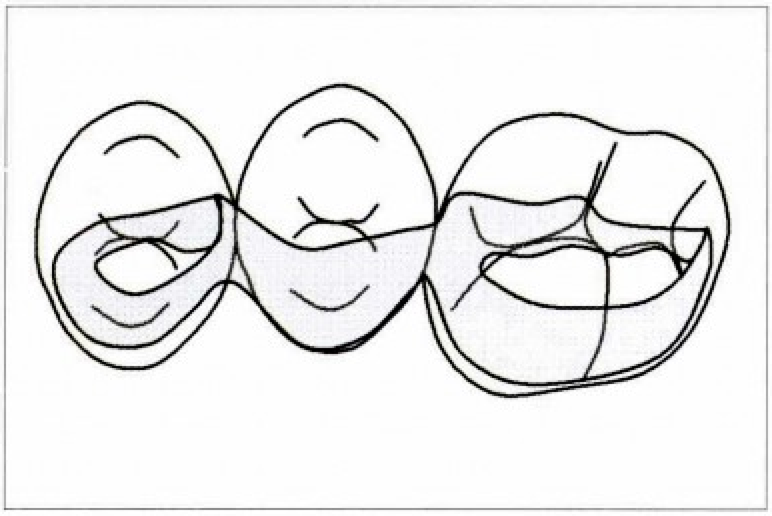


图9-5 改良“D”型金属翼板固位粘接固定义齿。利用𬌗面沟和金属翼板形成完整的围绕结构，增强机械固位形

4.微型固位钉式粘接固定义齿 无冠粘接固定义齿(crownless bridge works，CBW)系统是近年来由荷兰和德国口腔修复学者在经历了数十年的经验后在原有设计的基础上改良的粘接固位固定义齿修复技术。其原理是首先将特制固位钉粘接到缺牙区两侧基牙的邻面，桥体部通过栓道形式插入固位钉缺牙间隙端的栓附着体上并同时通过舌侧金属翼板粘接到基牙上达到固位目的（图9-8）。

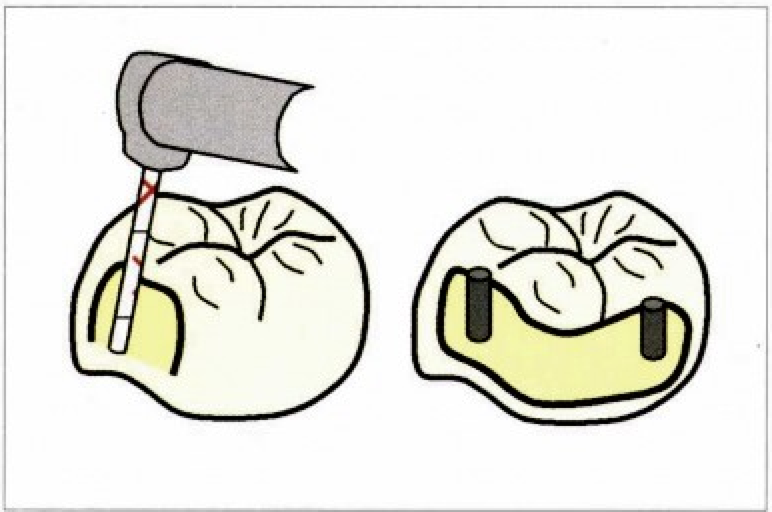


图9-6 邻面及舌面去除倒凹后，预备针道

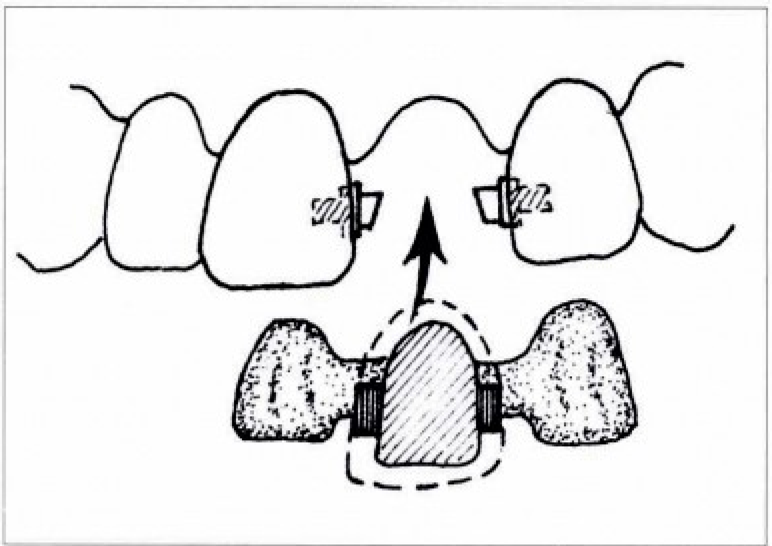


图9-8 CBW粘接固定义齿的固位原理

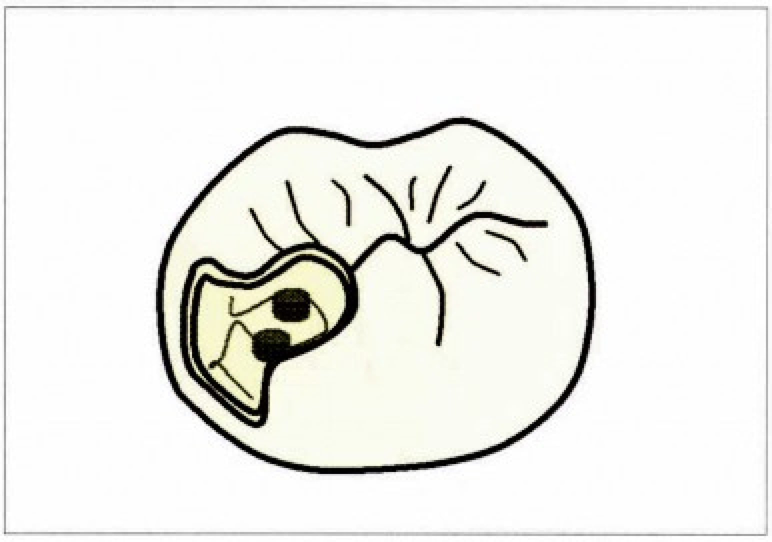


图9-7 二类洞型预备后在底面形成深度为1mm的钉道，利用嵌体和浅钉结构增加机械固位

修复程序和方法为在基牙X线影像上确认髓腔大小、位置及牙根和牙周健康状况后，在研究模型上确定固位钉的位置和方向。根据缺隙牙位及基牙条件选择适合型号的成品固位钉，在基牙邻面所设计的位置上用小圆钻磨出定位点。使用微型专用手机和配套金刚砂钻针在注水冷却下制备基牙邻面洞形，在预定放置金属翼板的区域磨除基牙舌侧倒凹。清洁干燥洞形

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

后，酸蚀洞壁，用粘接技术和粘接性树脂将固位钉粘接在两侧基牙的洞型中。固位钉粘固时注意两侧平行，两侧栓附着体的侧壁应该具有共同就位道。另外，固位钉上方的牙质厚度应保证在 2mm 以上。制取硅橡胶印模，灌制超硬石膏模型，由技工在缺牙间隙的栓附着体上利用塑料代型制作栓道，在基牙舌侧制作金属翼板并连接栓道完成金属桥体。经过桥体试戴、比色、烤瓷、调磨咬合、上釉、磨光，最后再用树脂粘接剂将桥体粘接于基牙邻面的固位钉栓附着体和基牙舌面上。如两侧基牙中的一侧有较大充填物时，这一侧的基牙不适合固位钉固位，可以和全冠固位体联合应用以全冠保护该侧基牙，这时成为混合式粘接固位固定义齿修复。图 9-9～图 9-11 显示典型病例的临床过程。

笔者利用 CBW 固定义齿修复了一组 21 例个别前牙或前磨牙缺失的患者并和 20 例全冠固位固定义齿患者进行了比较，比较标准为改良加州临床评价标准（表 9-1）。

表 9-1 临床评价项目及标准

项 目	满 意	可接受	不满意
固位	桥体与两侧基牙结合牢固无动度	桥体与两侧基牙结合但有轻微动度	桥体一侧或双侧松动或脱落
美观性	义齿颜色、形态与邻牙协调一致	义齿颜色、形态与邻牙略有差异	义齿颜色、形态与邻牙差异明显
边缘密合性	瓷及金属翼边缘与基牙密合，探针探时无阻碍	义齿边缘与基牙间有微小间隙但探针不能插入	义齿边缘与基牙间有探针可插入的间隙
牙周状况	桥体龈端及基牙牙龈无炎症，颜色外形正常	牙龈及黏膜轻度红肿	牙龈及黏膜红肿明显
桥体卫生状况	桥体清洁无菌斑及软垢存留	桥体有少量菌斑或软垢	桥体有较多菌斑或软垢
继发龋	无继发龋		有继发龋

粘接义齿粘接后即刻的固位和边缘密合度满意，基本恢复了前牙和前磨牙的功能。美观性基本良好，但有少数前磨牙缺失病例在基牙和桥体相接触处轻度显露金属边。2 年后复查时，两组固定义齿均无脱落，各项指标为满意或可接受，修复体无明显变色，但树脂粘接剂有轻度着色，无折裂，牙周情况好，无继发龋发生。传统修复组有 4 例的牙龈出现轻度红肿，另有 1 例牙龈退缩后显露冠边缘。两组的各个评价项目中的满意率之间在统计学处理后未显示有意义的差异（$P>0.05$）。



图 9-9 无冠粘接固定义齿病例 1

A.固位钉粘接到两侧基牙的邻面形成机械固位装置；B.制作完成的CBW固定义齿桥体。桥体两侧和固位钉相对应处形成栓道式结构，舌侧形成金属翼板；C.CBW无冠粘接固定义齿粘接到基牙后的颊侧面观

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

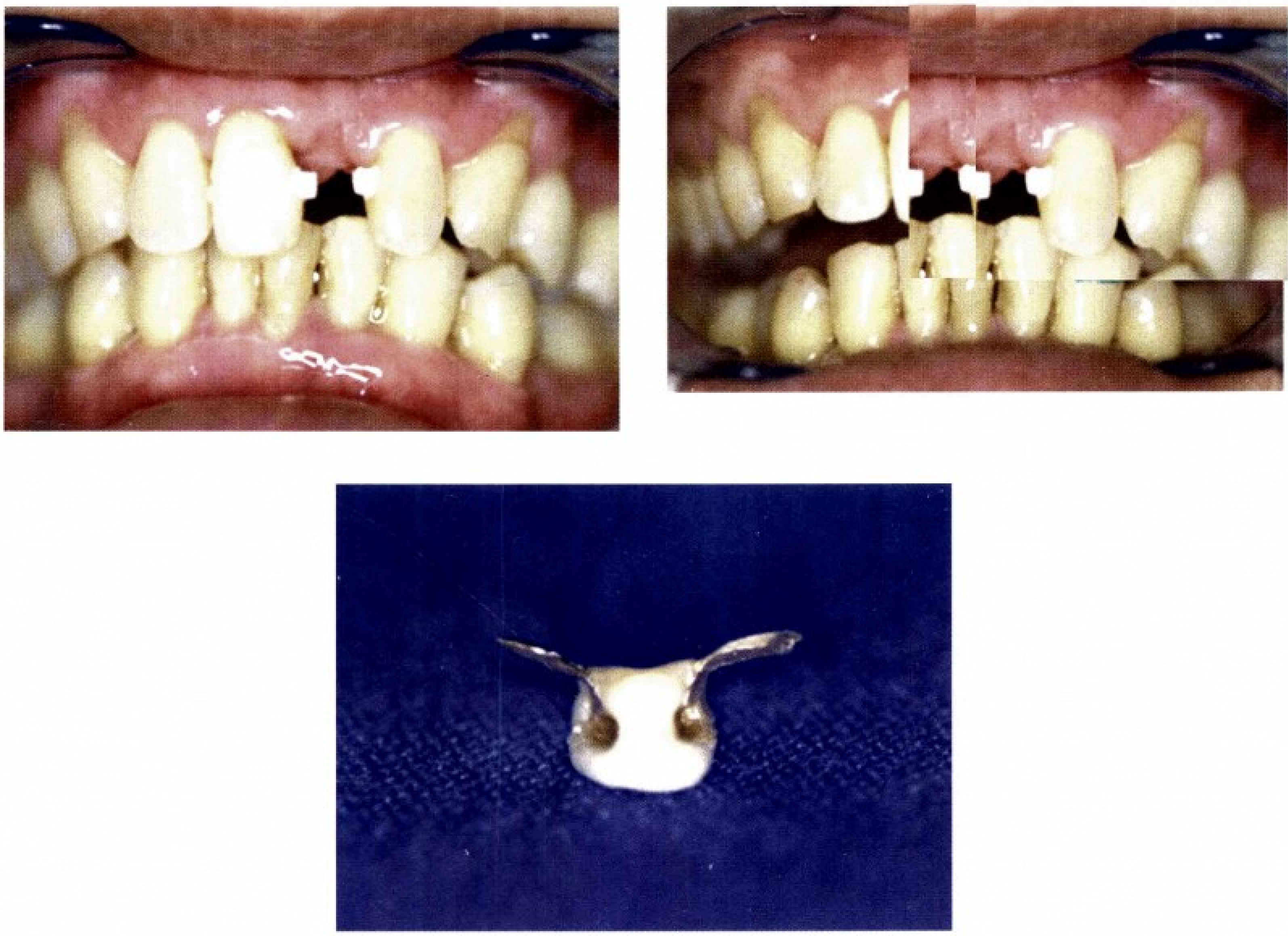


图9-10 无冠粘接固定义齿病例2



图9-11 无冠粘接固定义齿病例3

5.半固定粘接义齿 粘接固定义齿的两端中一侧和基牙粘接固定，另一侧先粘接可动结构的一半到基牙上，可动连接的另一半制作在桥体中，桥体通过可动连接和一侧的基牙发生连接（图9-12）。半固定义齿允许义齿和一侧基牙之间垂直方向上微动，或者沿转动轴发生相对转动。允许两基牙之间产生不同的生理动度，中断了不同基牙生理动度作用下对基牙和义齿粘接面的应力，减少了对粘接力的扭曲或剪切破坏，减少了脱粘接的可能性。

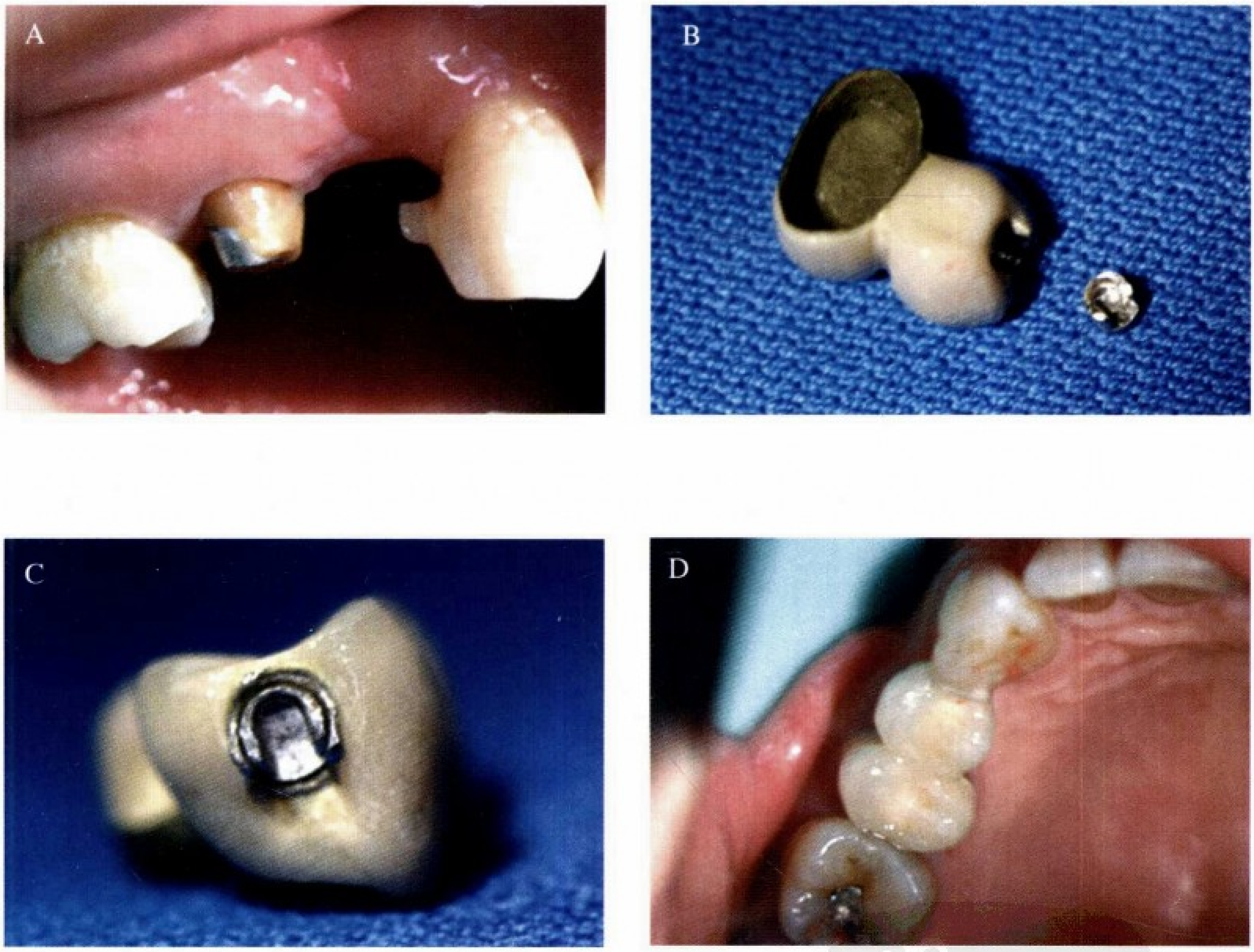




图9-12 半固定粘接义齿

A.上颌右侧第一前磨牙缺失，第二前磨牙根管治疗后铸造金属桩修复，尖牙远中邻面备洞，粘接CBW氧化锆瓷固位钉。第二前磨牙全预备；B.桥体近中连接为可动连接；C.可动连接的内环粘接到固位钉上，内外环之间允许微动；D.义齿粘接后的咬合面观；E.义齿粘接后的颊侧观

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

6.旋臂梁式 2 单位粘接义齿　传统的固定义齿要求两端固位，并且双端固位体的固位形和固位力相等。这是因为如果两侧固位力不等，固位力弱的一侧固位体容易脱位，而义齿依旧悬挂在另一端的固位体上，短期内患者不易感觉到义齿的松动，造成脱位的一端固位体和基牙之间渗入唾液和微生物，容易发生固位体的破坏和基牙的龋坏。单端固位体支持义齿，则在桥体负荷时容易造成对基牙的扭力，扭力过大可以破坏基牙的牙周膜组织。而粘接固定义齿依靠粘接固位，如果作用于基牙上的扭力过大时，则粘接面的破坏会先于基牙的牙周组织损伤而发生，脱粘接的发生可以避免对基牙的有害力量。两端基牙的不同生理动度也是脱粘接的重要原因。因此在桥体短，咬合力负荷小，难以选择两端基牙的情况下，粘接固定义齿可以选择单端固定（旋臂梁式）的方式（图 9-13）。中国香港大学和英国的临床试验也显示，单端粘接固定义齿的临床失败率比预测的明显降低，甚至成功率高于双端固定粘接固定义齿。



图 9-13　旋臂梁式 2 单位粘接义齿

A.左侧上颌尖牙缺失；B.在左侧上颌前磨牙近中邻面备洞，粘接 CBW 氧化锆瓷固位钉；C.制作 2 单位粘接桥，左上颌第一前磨牙舌侧金属翼板；D.义齿粘接后

7.玻璃纤维（生物弹性材料）增强复合树脂粘接义齿 金属支架及金属翼板支持的粘接固定义齿的缺点是金属的硬度大而韧性小，容易受到桥体两侧基牙生理动度差异的影响，另外，金属支架容易暴露或透露金属色而出现美观上的问题。

玻璃纤维增强复合树脂是工业上应用广泛的生物材料，它具有抗挠曲强度高、美观、粘接强度大等优点，被逐渐用于固定修复中，例如增强义齿基托强度，制作嵌体和全冠等修复体。

玻璃纤维增强复合树脂粘接义齿是由成束的E玻璃纤维形成支架架在两侧邻牙上，包绕复合树脂材料形成桥体和翼板状、嵌体状或混合形态的粘接翼，用树脂粘接材料粘接两侧的翼或嵌体到基牙上，实现固定义齿修复。玻璃纤维束为避光包装，具有可塑性，可以在口内直接成形，也可以在工作模型上按照需要形成支架，先将支架光固化后堆积硬树脂，形成所需的义齿形态。玻璃纤维束的使用可以成单方向排列的多束状或交叉成网状。网状结构加强的复合树脂修复体的抗挠曲强度得到提高，增强了义齿的抗折强度。玻璃纤维束根据是否被树脂预浸润，可以表现出不同的物理性能和使用的耐久性。树脂预浸润的玻璃纤维具有预渗透聚合体网络，使粘接强度大大增强。树脂预浸润玻璃纤维束，为单束避光包装，可塑性强，可弯成任意形状。使用时按照需要长度剪下，用于牙周夹板粘接或修复体的支架制作（图9-14）。根据现有文献报道，采用玻璃纤维增强复合树脂进行的粘接固定义齿修复，在1～4年的临床观察期内取得了良好的应用效果。使用玻璃纤维束制作嵌体形固位翼和桥体支架，用硬质复合树脂包绕制作嵌体和桥体连接型固定义齿。使用树脂粘接剂进行牙本质表面处理后，用粘接性树脂水门汀将义齿粘接到两侧基牙上完成粘接固定义齿修复（图9-15）。随着今后生物材料的发展，更具有良好的应用前景。

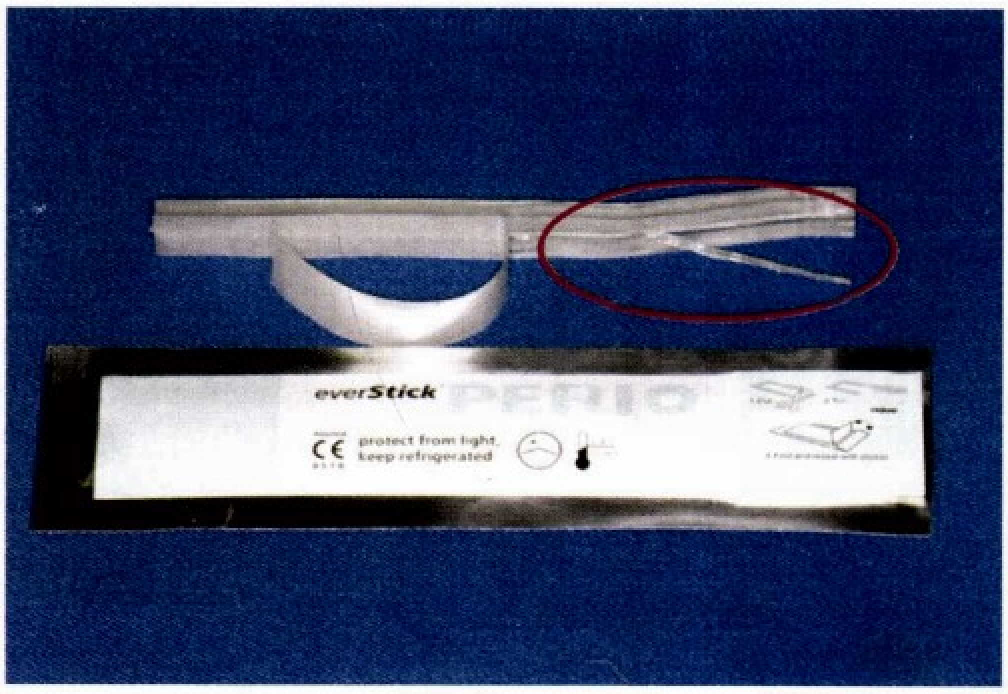


图9-14 树脂预浸润玻璃纤维束

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

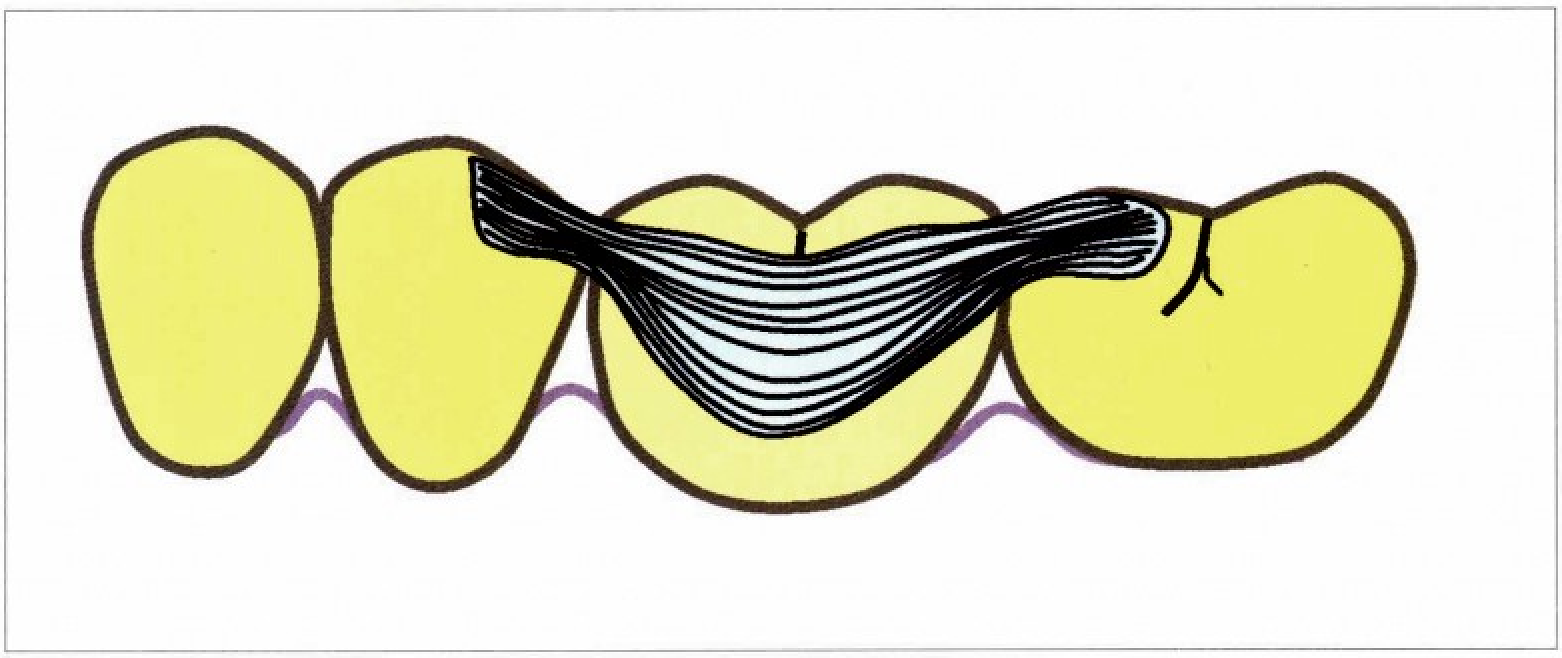


图 9-15　由硬质复合树脂包绕玻璃纤维束后制成的固定义齿

8. 全瓷粘接义齿　用全瓷材料制作翼板和桥体的全瓷粘接桥的目的是为了取代金属材料，提高美观效果。全瓷材料的表面特性、美观性、色调稳定性、耐磨性、生物相容性都是其他修复材料所无法比拟的。但是瓷材料性脆易折裂，限制了瓷材料的应用范围。近年有使用热压铸瓷 Impress Ⅱ进行粘接固定义齿修复的临床报道，在短期内也取得了良好的结果。但是尚缺乏长期的临床观察结果。

9. 直接法复合树脂固定义齿　既往的修复一般都是由技工在模型上制作间接法修复体而完成。由于直接法复合树脂修复的长期临床预后有了显著的提高，直接法应用的范围也不断扩大。直接法复合树脂桥是超越了以往牙体保存和修复范畴的新的修复方法，是由于粘接技术的进步带来的治疗方法。在此主要介绍有技工支持的直接法复合树脂固定义齿的制作方法。

（1）复合树脂固定义齿的特点和适应证：直接法复合树脂桥是利用复合树脂进行直接修复，在口腔内直接制作固定义齿的技术。它的优点是显著减少了牙质的磨除量，仅仅一次的就诊就可完成修复操作。

由于牙周疾病、牙根折裂、根管治疗后预后不良等原因拔除牙齿的个别牙缺失为本技术的适应证。缺损处两侧有健全的邻牙，但是有一定程度的松动，对于间接法制作固定义齿不能获得良好的肯定的预后，位于前牙和前磨牙区域，咬合负担轻，容易进行口腔内的直接法操作，这些情况可作为直接法固定义齿的适应证。特别是单个前磨牙缺失的情况用复合树脂进行直接法固定桥的修复具有良好的效果。而在上颌中切牙各别牙缺失时，形态和咬合的赋予方式均比较困难，在磨牙的个别牙缺失时，也由于口腔内操作不便，咬合负担

强大，容易发生破损折断，均适宜于选择其他方法。

（2）复合树脂固定义齿的制作步骤：图9-16显示了前磨牙区的直接法复合树脂固定义齿的制作步骤。上颌第一前磨牙由于牙根折裂而被拔除。在等待拔牙窝愈合的过程中进行缺损部的检查。尖牙健全但第二前磨牙的金属嵌体周围发生了继发龋。检查后，用海藻酸印模材取模，制作模型，在模型上制作桥体的蜡型，溶接在模型上。这时，桥体的盖嵴部要离开牙槽嵴0.5mm，扩大邻牙的接触面积。雕蜡后的模型用硅橡胶印模材（egxa flex heavy body，GC）取模，修整边缘。第二次就诊时首先去除第二前磨牙的金属嵌体，去除继发龋。用树脂砂条切削一层尖牙远中面的牙釉质表面，上橡皮障防湿。在第二前磨牙远中面用Sectional成形片和楔子进行隔离，在尖牙和第二前磨牙的全粘接面涂抹粘接剂（Clearfil Megabond，可乐丽公司）。仅在第二前磨牙远中部用复合树脂进行充填（Estelight Σ，德山齿科），然后涂抹流动树脂（Unifil Low flow，GC），光照固化。流动树脂具有间于充填树脂和粘接剂之间的性质，可分散桥体上的负荷应力，防止桥的破损折断。然后，将模型印模复位到缺损部，用充填树脂（Estelight Σ）从两侧的邻牙处堆积成形。这时，第一次充填的复合树脂余留在印模上桥体的盖嵴部，接着，以先连接桥体和第二前磨牙的邻接面再连接桥体和尖牙的邻接面的顺序，左右堆积树脂并固化树脂，连接桥体和两侧的邻牙。这种顺序光照的方法可以极力减少由于复合树脂固化收缩而作用在复合树脂内部和粘接面及邻牙的应力。桥体和两邻牙连接后，再堆积桥体上部的冠形态。考虑好牙冠部的色调，选择适当色调的树脂。最后，为了使两侧邻牙和桥体之间的移行部光滑平整，再度使用流动树脂。充填操作完成后，去除印模，再分别从颊舌侧充分光照，使复合树脂确实固化。去除橡皮障，进行咬合调整，修整形态，研磨完成。

A



B



公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注



图9-16 复合树脂固定义齿的临床病例（二阶堂 Nikaido 等, 2005）

A.术前；B.在模型上雕蜡型。桥体盖嵴部离开牙槽嵴0.5mm，和邻牙的接触面扩大；C.用硅橡胶制取印模；D.橡皮障防湿；E.第二前磨牙用树脂充填；F.模型印模就位于口腔内；G.堆积复合树脂；H.完成形态并研磨抛光

PDG

二.粘接固位固定义齿的临床成功率

根据现有文献报道，粘接固定义齿的长期临床使用效果和义齿的部位、桥体的长短、粘接义齿的机械固位形有很密切的关联（表9-2）。上颌前牙的临床成功率最高，而后牙的成功率低，隔湿不良的下颌后牙成功率明显降低。用于单个牙缺失修复的成功率高于两个单位以上桥体的成功率。

增加机械固位形可以提高长期粘接效果，单端粘接、半固定粘接（一端为可动连接体）及采用生物弹性材料（玻璃纤维强化树脂）粘接均可提高粘接义齿的长期可靠性。

表9-2 各种粘接义齿的长期使用效果比较

粘接义齿设计	报告者	义齿部位	观察例数	成功率
桥体直接粘接	Nikkaido	前后牙		3年后50%
	Quirynen M	下前牙		5年后80%
金属翼板式粘接	Huan-kong Chang		43	3年后 65%
	Corrente G	前牙	69	10年76.2%
	Ketabi AR	前后牙	74	13年69%
改良式马里兰桥		后牙		5年后62%
	宁江海	前牙	24	3年后87.6%
微型固位钉式（CBW）	姜婷等	前牙	22	2年100%，3年97%
2单位单端粘接		前牙		3年后88.5%
		后牙		3年后16.7%
	Botelho MG	前后牙	269	51.7 ± 19.5个月 94.8%
半固定粘接	Botelho MG	前后牙	43	46个月92%
玻璃纤维增强复合树脂材料粘接义齿	Vallittu PK	前后牙	29	63个月存活率75%，功能存活率93%，平均存活55个月，
	Freilich MA	前后牙	39	4年存活率74%，排除磨牙患者后82%
全瓷粘接	刘宜红	前牙	8	3～17个月100%
	Kern M	前牙	37	5年73.9%（双端固定） 5年92.3%（单端固定）

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

第10章

树脂粘接剂在美学修复中的应用

- 瓷贴面修复的临床要点及其粘接
- 全瓷冠的临床要点及其粘接

PDG

一.瓷贴面的粘接

贴面修复是体现最少磨牙的牙科治疗理念的前牙美学修复，瓷贴面修复是用菲薄的瓷片修复体遮盖并主要修复牙冠唇或颊侧表面的修复方式。通常只需要少量的基牙预备，即在基牙唇面或颊面磨除贴面所需厚度，即0.5～0.8mm厚的牙釉质，有时根据基牙部位和缺损情况适当扩展预备形态。基牙预备的目的是为具有一定厚度的贴面修复体创造一定的牙内空间，避免贴面突出于牙面造成牙过突及形成边缘悬突，基牙预备同时去除倒凹，有利于贴面完全就位于基牙表面。

由于贴面修复体基本不具有机械固位形，贴面的固位主要靠粘接，只有通过树脂粘接材料才能获得贴面长期稳定的粘接效果。而粘接强度以牙釉质为高，所以基牙预备必须在牙釉质层内，避免因牙本质暴露而降低粘接效果。

1.瓷贴面的类型 ①热压铸瓷贴面；②氧化铝瓷粉烧结贴面（Procera）；③氧化锆瓷块切削贴面。

目前以热压铸瓷贴面最为常用及最为美观。热压铸瓷是将专用硅酸盐瓷块熔融后注入失蜡后的型盒中成型。和烤瓷相比，铸瓷的强度增加，弹性增高，抗折性能提高。由于其物理性能提高，美观性好，操作简便，价格相对便宜，得到了普遍应用。铸瓷材料也在不断更新换代，性能和强度逐渐提高。第一代铸瓷（IPS Empress Ⅰ）材料在铸成后不能在其上加瓷，需要铸成贴面的完全形态，如有缺如，只能重铸。修复体表面的色调形成，只能在比色后在铸瓷表面外染色。第二代热压铸瓷系统 IPS Empress Ⅱ（二硅酸锂盐，lithia disilicate-based）提高了原有强度等物理性能，可以良好表现色调和质地，但仍需要外染色，在临床上初步获得良好的修复效果。它的第三代产品 IPS E Max（白榴石增强长石，leucite-based）在提高原有强度的基础上，还可在铸瓷体上进行回切，用粉浆涂塑的方法进行补瓷从而修正修复体的形态并进行饰色。在铸成贴面的切缘部回切部分瓷后，再加釉质瓷经过中温烧结，可以达到更好的切缘半透明美观效果。

硅酸盐类铸瓷材料在强度上逊于新型高强度氧化铝瓷和氧化锆瓷，其中以氧化锆瓷的强度最高。但是和铸瓷的半通透性相比，氧化铝和氧化锆瓷均显示为不透明的白色，只能形成内基底层，贴面的成形需要在基底层上继续堆瓷，通过烤瓷层表现色泽和半透明效果。因此，在美观性上不如铸瓷贴面自然通透。

瓷贴面的最小厚度以热压铸瓷贴面为最薄，为了保证贴面强度和表现自然色泽，厚度一般最少需要0.5mm，而氧化铝瓷和氧化锆瓷贴面需要在基底上继续堆瓷，所以厚度增加，厚度最少需要0.8mm，基牙预备量也要相应增加。铸瓷贴面具有半通透性，美观自然，但是对于过深的牙

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

底色，其遮盖效果有限，因此如基牙为重度变色牙，则容易透露出原有的暗色。这时选用氧化铝或氧化锆瓷贴面则可以完全遮盖基牙的变色。

2.瓷贴面适应证

（1）轻中度变色牙（四环素牙、氟斑牙、死髓牙）适用铸瓷。

（2）重度变色牙适用氧化铝和氧化锆瓷。

（3）轻中度牙釉质发育不全。

（4）牙冠形态不良（过小牙、锥形牙、乳牙滞留、形态不美观等）。

（5）切牙的切缘缺损（牙冠余留 2/3 以上）。

（6）唇颊面隐裂，无牙髓炎症状和牙根尖病变。

（7）牙间小间隙关闭等的美学性修复。

（8）轻度牙齿排列不齐的牙面凸度调整。

3.瓷贴面禁忌证

（1）牙釉质缺损超过牙冠唇颊面的 1/2 使粘接面积不足。

（2）大面积缺损深达牙本质，不能获得足够的牙釉质粘接。

（3）牙根暴露过多，牙骨质粘接力差，贴面不易固位。

（4）牙冠缺损过大，应该用桩核及全冠修复。

（5）咬合过紧，使咬合接触不能避开瓷粘接线或不能获得足够瓷层厚度。修复后不能达到浅露殆、浅覆盖。

4.瓷贴面的牙体预备　牙体预备时可先使用带有深度指示的专用金钢砂钻针磨出预定深度，再用直径为 0.9mm 的金钢砂钻深入一半均匀磨除一层牙釉质（如 Mani TR12 钻针）。排龈后，行颈部肩台预备，进行外形修整，用金属砂条打磨邻面及切缘边缘，磨光，采取印模（图 10-1）。



图 10-1　瓷贴面基牙预备用金刚砂钻针和金属研磨砂条

A.带深度指示的钻针直径9mm锥形圆头钻针；B.磨光钻针；C 钢质研磨用砂条

瓷贴面的基牙预备形态有三种基本类型：开窗型、对接型、包绕型（图 10-2）。

（1）开窗型:仅在基牙唇颊面均匀磨除 0.5～0.8mm的牙釉质，周围形成0.5～0.8mm 的直角或小内钝角肩台。牙颈部预备到平龈或龈下 0.5mm，邻面到接触点的唇颊面，不破坏接触点，切缘或牙尖部到平齐牙尖，不磨短切缘或牙尖，形成小的直角肩台。瓷贴面粘接后正中颌位时舌侧的咬合接触点完全在天然牙上。下颌前伸呈对刃

关系时的咬合接触也主要在天然牙切缘上。主要用在上颌中切牙和前磨牙。

（2）对接型：在开窗型的基础上，磨短过于菲薄的切缘1mm，但是预备形不延伸到舌侧。切缘由瓷恢复。瓷贴面粘接后正中颌位时舌侧的咬合接触点完全在天然牙上。下颌前伸至前牙对刃时咬合在瓷上，但是要保证数牙切缘同时接触形成组牙功能殆。主要适用于上颌侧切牙和下颌所有切牙。

（3）包绕型：在对接型的基础上扩展预备型到包绕牙尖至舌侧，牙尖由瓷恢复。瓷贴面粘接后正中颌位时咬合接触点完全在天然牙上，不接触瓷贴面。侧方咬合时如后方有天然牙牙尖接触，则瓷面上的接触轻于天然牙。如无天然牙尖接触，则瓷面形成多个牙同时接触的组牙功能殆。主要适用于上下颌尖牙。

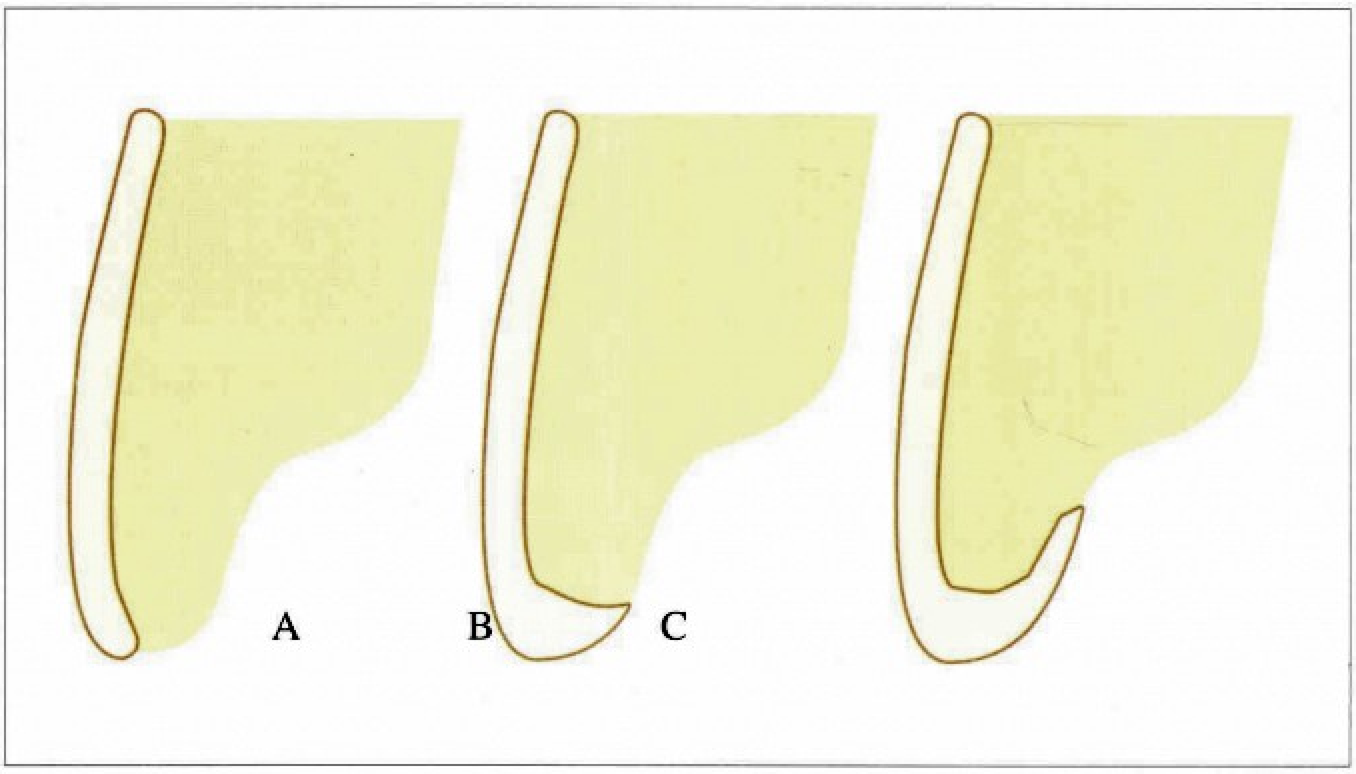


图 10-2 瓷贴面基牙预备形态

A.开窗型预备：上颌中切牙；B.对接型预备：上颌侧切牙；C.包绕型预备：上颌尖牙、下颌前牙，上下颌前磨牙

5.瓷贴面的粘接

（1）粘接系统的选择。瓷贴面与全瓷冠或烤瓷冠不同，因为瓷贴面菲薄，容易透出牙面的本色，如果牙色过暗，则可能导致粘接后颜色暗淡降低效果，这时必须使用遮色糊剂。即使牙色正常，不同粘接剂的颜色也可改变瓷贴面粘接后的色调。所以粘接前必须根据修复牙的底色和邻牙的色调预先用试色剂试戴贴面，预测实际粘接效果，根据试色结果选择树脂水门汀糊剂的色调。瓷贴面粘接系统不但要有牙釉质表面处理剂和处理瓷表面的硅烷偶联

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

剂，还要有不同色调的整套试色剂和半透明粘接糊剂。试色剂和粘接糊剂的色调可有不透明的遮色（Opaque）、透明色（Clear）、Vita 色相对应的各种色调（A1、A2、A3、B1、B2、B3、C2、D2 等）。另外，瓷贴面的固位形不良，需要选择粘接强度高的粘接系统。

（2）试色。目的是确定粘接剂的颜色。如果牙色较暗，则需要用遮色剂。遮色剂为不透明的白色，不宜单独使用，通常要和不同色调半透明糊剂混合搭配使用，显示良好美观效果。搭配比例可以是遮色剂 1 份混合有色的树脂水门汀糊剂数份（如 1 份：1～4 份）。具体混合比例需要反复试验后达到最好色调表现效果，积累一定经验后则可很容易地找出合适比例。牙色正常时，可使用透明色或有色糊剂，通过试色选择最适色调粘接糊剂。

试色剂对牙髓有一定的刺激，用于活髓牙时尽量缩短和牙齿接触的时间。

（3）牙面冲洗，清洁，隔湿，消毒。

（4）使用排龈线在修复牙唇颊侧排开牙龈。排龈的目的是清楚显示基牙预备体边缘，确认贴面完全就位，同时让龈线占住龈沟内空隙，避免粘接糊剂进入龈沟后不易去除，刺激牙龈。粘接后拉出排龈线时可带出部分树脂糊剂，易于修复后粘接糊剂的清洁。

（5）瓷粘接面用直径 50 μm 的氧化铝粉末喷砂、清洁、消毒。

（6）瓷粘接面用 9% 氢氟酸酸蚀 1min。因氢氟酸是强酸，直接冲入下水道中会带来腐蚀，故酸蚀后需用专用碱性材料中和后再排入下水道。

（7）瓷粘接面均匀涂抹一层硅烷偶联剂后吹干。

（8）牙釉质粘接面用 37% 磷酸酸蚀 1min。注意酸蚀剂不能接触其他牙面和软组织。水洗吹干，牙釉质表面将呈现特有的无光泽白垩色。检查所有粘接表面均被酸蚀。确认没有牙本质的暴露。

（9）按照所使用的不同粘接系统的使用说明书要求，涂抹牙釉质表面处理剂和粘接剂。可使用由表面处理剂 A（Primer A）、表面处理剂 B（Primer B）、粘接剂（Bongding）组成的三组分粘接剂，也可使用操作更为简单的更新换代后集合为一瓶装的一液型粘接剂。吹均匀后用可视光照 20s。

（10）在基牙邻接点处插入赛璐璐片隔开基牙。使基牙不会互相粘接，保持每个牙的生理动度。

（11）按照选择的色调和搭配比例使用粘接糊剂。将粘接糊剂调拌或注出到瓷贴面的粘接面上后，用镊子小心夹持切缘部按压到基牙上，糊剂的量要充分，四周都要溢出无缺少。完全就位后，确认就位情况。用探针或小毛刷初步去除多余的糊剂。

（12）用可视光短暂照射（通常为 3～5s）贴面边缘的糊剂，使糊剂初期固化，贴面达到初期固位。

（13）然后按压住贴面，拉出龈沟内的排龈线，带出龈沟周围的粘接糊剂，用洁治器轻轻去除块状的糊剂。

（14）各面用可视光继续照射各20s，使糊剂充分固化。

（15）最后彻底洁治牙面，清洗，磨光，完成粘接。

试色适用于硅酸盐类瓷，而用氧化铝或氧化锆瓷修复时，由于基底层本身显示为不透明的瓷白色，不透露牙本色，粘接时不需用试色剂，所有色调的半透明粘接糊剂均可用于粘接。但是，氧化铝和氧化锆瓷对氢氟酸酸蚀没有明显反应，粘接强度比通常的硅酸盐瓷低，因此需要选择高强度的树脂粘接剂和糊剂。

6.用瓷贴面进行的前牙美容修复病例

（1）变色牙美容修复（图10-3，图10-4）死髓牙变色，四环素牙，氟斑牙的美白修复用瓷贴面修复可获得美观、耐久的效果。

（2）牙间隙关闭：关闭牙齿之间的小间隙是瓷贴面的适应证之一。这可以减小牙齿的损伤，带来美观和确实的修复效果。间隙处的瓷贴面具有和基牙一致的厚度，舌侧不留洼陷或死角（图10-5，图10-6）。

（3）牙体缺损修复（图10-7，图10-8）。

（4）排列轻度不整齐牙齿的矫正修复（图10-9）。

（5）牙齿形态不良的改善（图10-10）。



公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注


E
F
G
H
I
J
K
L



公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

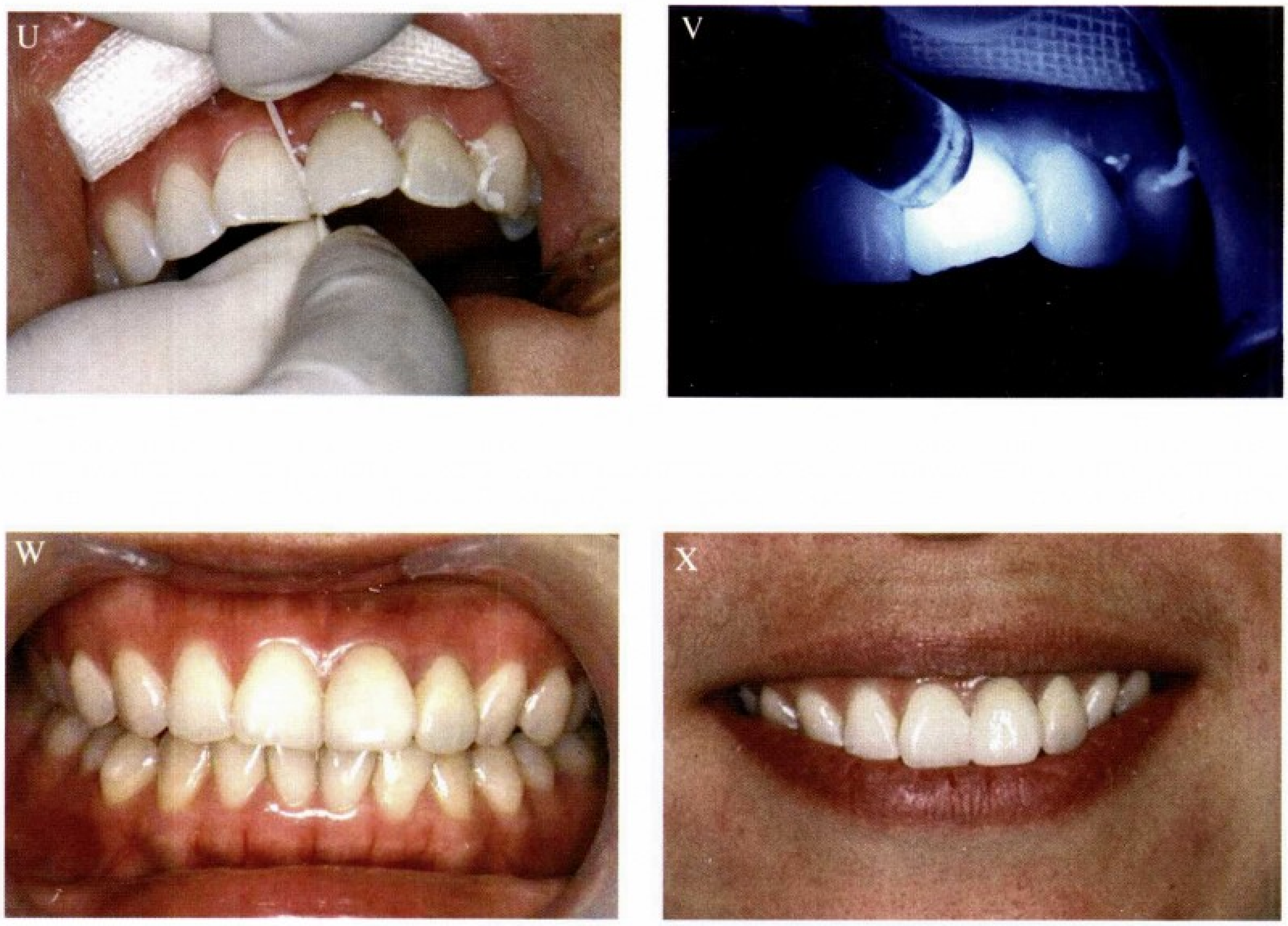


图 10-3　变色牙美容修复（一）

A.左上中切牙和侧切牙 10 年前外伤后做根管治疗，牙变色不美观。牙体基本完整，只有舌侧有穿髓孔，已经用树脂完善充填。B.唇面均匀磨除 0.5mm 达平齐牙龈，邻面达接触点前不破坏接触点，切缘呈开窗型预备。排龈线排龈后，将牙颈部预备到龈下 0.5mm。C.完成预备，磨光。D.热压铸瓷贴面制作完成后试戴。E.准备使用磷酸酸蚀剂（Dentsply）和树脂粘接套装(Variolink II)进行粘接。F.准备使用试色糊剂试戴。用试色糊剂暂时粘接贴面后观察贴面色调。G.患者对形态、色调满意后准备粘接。H.用排龈线排龈。I.牙表面清洗，干燥，隔湿。J.瓷表面涂抹 9% 氢氟酸处理。K.牙釉质表面用 37% 磷酸酸蚀 60s。L.冲洗干燥后牙表面呈现均匀无光泽的白垩色。M.牙釉质表面涂抹粘接剂。N.吹均匀后光照。O.按照遮色剂 1 份、半透明有色糊剂 3 份的比例调拌粘接水门汀糊剂。P.将粘接糊剂放满瓷贴面的粘接面。Q.用镊子小心谨慎夹持瓷贴面的切缘。R.将瓷贴面完全就位到牙面上。注意邻面需用赛璐璐片进行隔离。S.可视光短暂照射贴面各边缘 3s 后，拉出排龈线。T.初步清洁多余的树脂，注意龈沟内不能余留树脂。U.用牙线清洁邻面的树脂。V. 各个面彻底光照。W. 瓷贴面粘接完成。X. 患者恢复自信的微笑

PDG



图 10-4 变色牙（氟斑牙）美容修复（二）

A.严重氟斑牙伴有牙釉质变色和缺失；B.上颌中切牙进行全瓷冠基牙预备，侧切牙和尖牙及下颌前牙进行瓷贴面基牙预备；C.瓷贴面及全瓷冠制作；D.瓷贴面及全瓷冠粘接后口内正面观

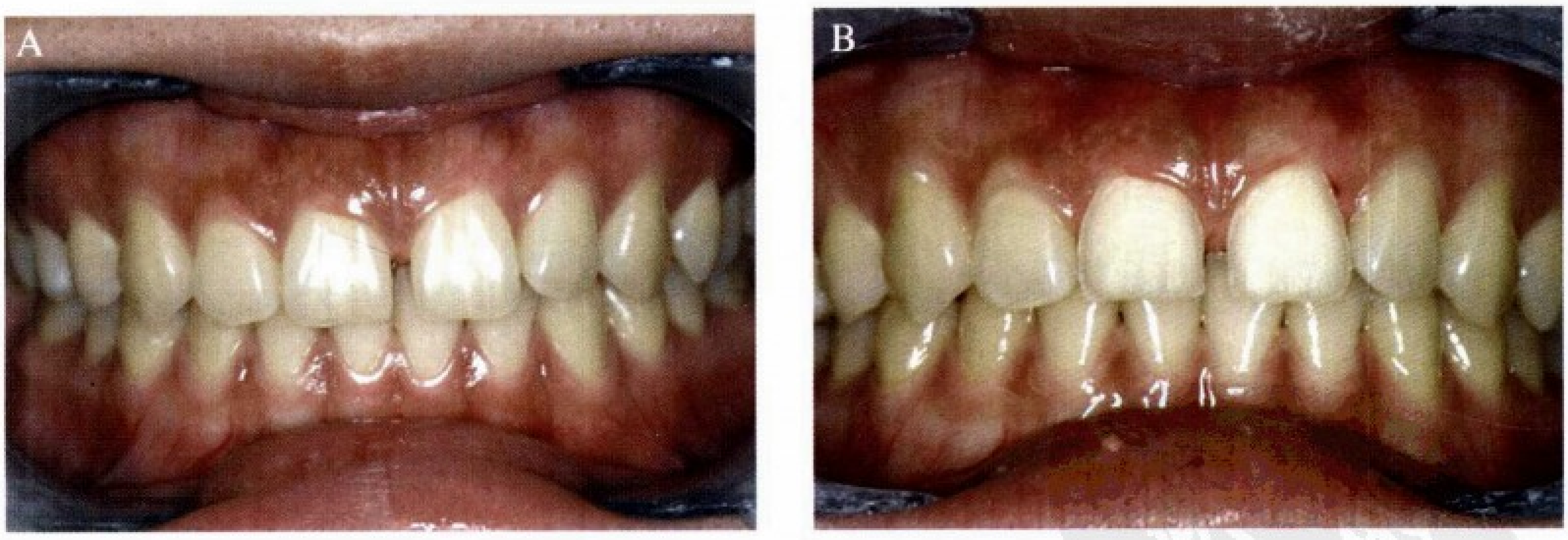




图 10-5 牙间隙瓷贴面修复(一)

A. 牙列排列整齐，上颌中切牙之间小间隙；B. 两侧中切牙唇面均匀磨除0.5mm做基牙预备；C. 瓷贴面粘接后关闭间隙，获得自然美观的效果

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注



图 10-6 牙间隙瓷贴面修复（二）

A.上颌左上中切牙死髓牙变色，切牙间小间隙。确认牙周基本健康，没有进行性牙周病。通过瓷贴面修复可同时解决变色牙和牙间隙的问题；B.基牙预备后；C.在工作模型上制作平均厚度 0.5mm 的热压铸瓷贴面。模型的底色可以隐约透出； D.瓷贴面殆面观；E.制作完成的瓷贴面；F.粘接后的效果

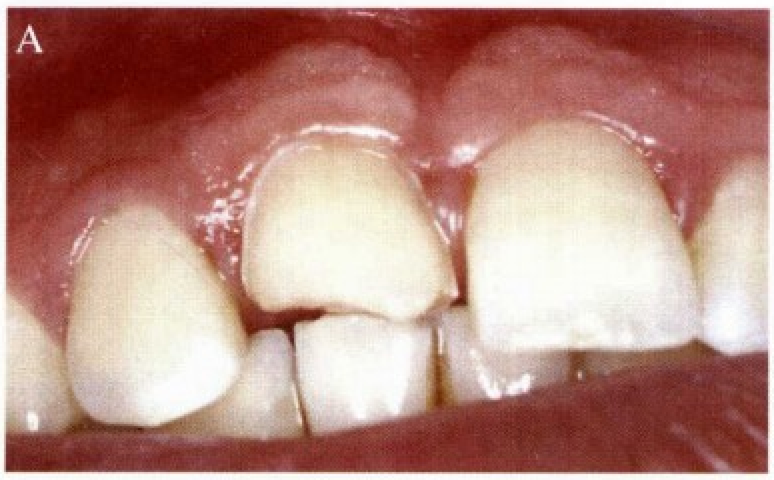






图 10-7 牙体缺损瓷贴面修复（一）

A.上颌右侧中切牙切缘缺损达 1/3，未暴露牙本质；B.进行对接式基牙预备；C.瓷贴面修复后



公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

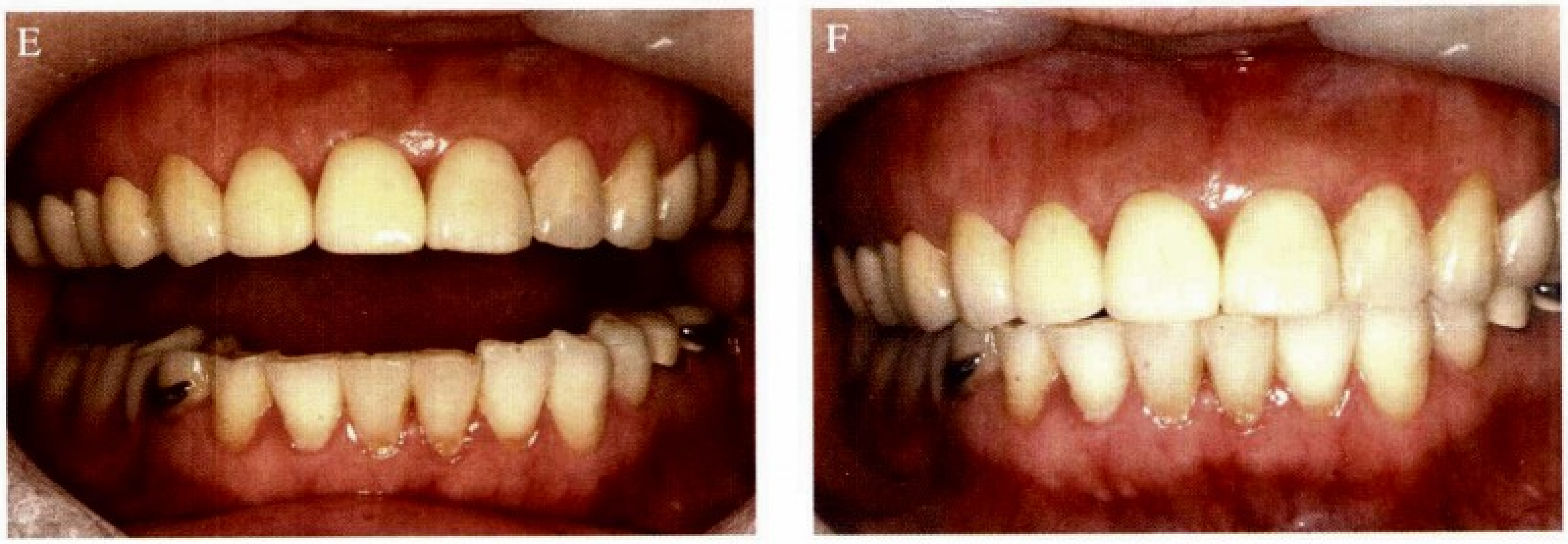


图 10-8 牙体缺损瓷贴面修复（二）

A.右侧后牙可摘局部义齿人工牙磨耗后，致使下颌偏斜，上颌右侧切牙、尖牙、第一前磨牙的切缘和牙尖磨耗，患者不舒适。经过抬高下颌后牙垂直距离后，上下颌间出现间隙。当患者感觉下颌位舒适，要求对上颌牙磨耗处进行修复。B.唇面均匀磨除 0.5mm 后，排龈，继续预备牙颈部肩台到平齐龈。C.基牙预备后。D.制作完成并经过试戴和外染色调色的瓷贴面。E.瓷贴面粘接后效果。F.习惯闭口位正面观：瓷贴面修复完成后再对下颌活动义齿进行重新修复

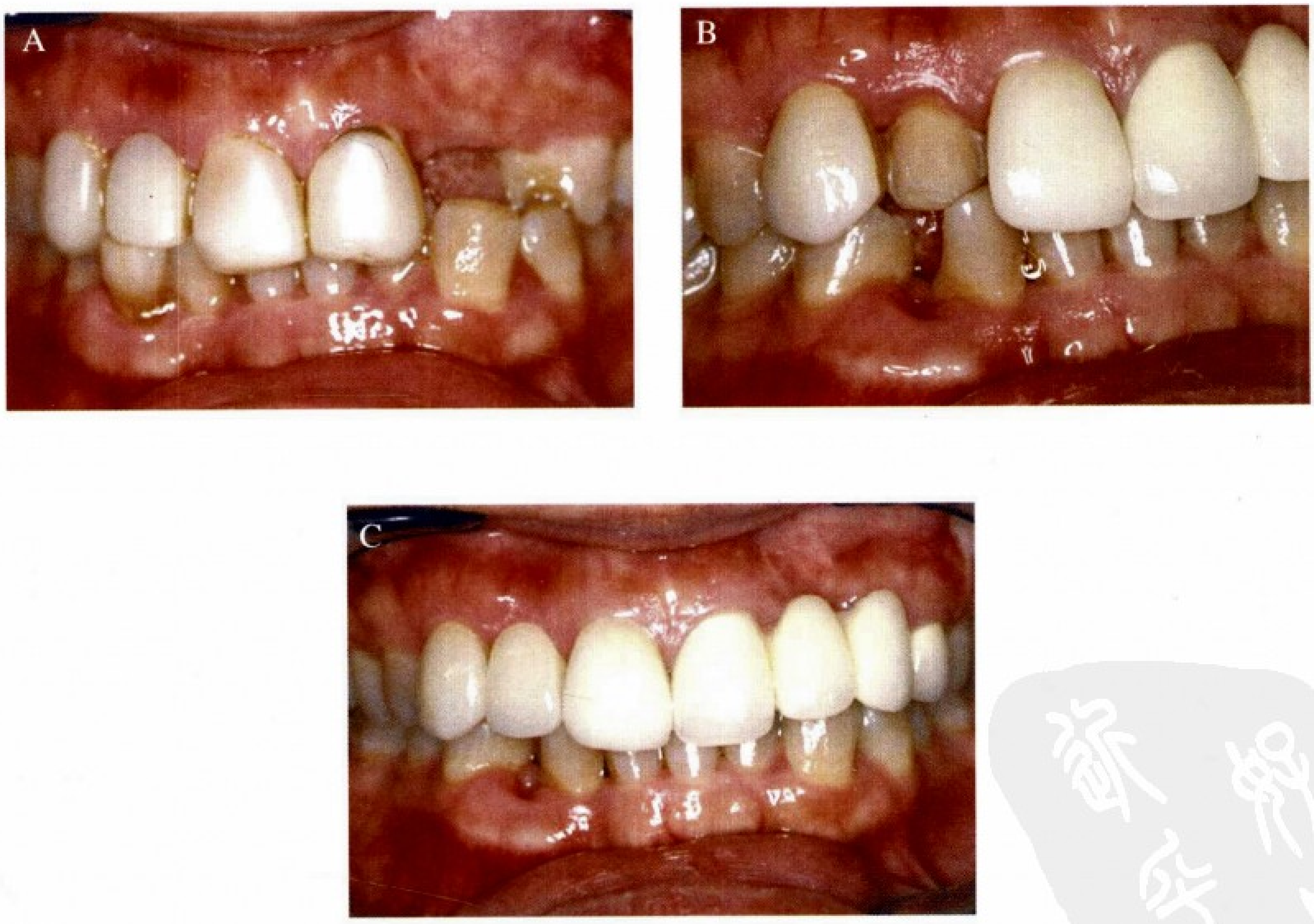


图 10-9 排列轻度不齐牙齿瓷贴面矫正修复

A.上颌右侧侧切牙和右侧下颌尖牙之间反𬌗关系。上颌前牙原有树脂贴面，不美观；B.患者自行在外院拔除下颌尖牙。磨除原有树脂贴面后，上颌左侧侧切牙用金合金烤瓷冠固位固定义齿修复，上颌右侧切牙和尖牙用瓷贴面修复；C.修复后的唇面观

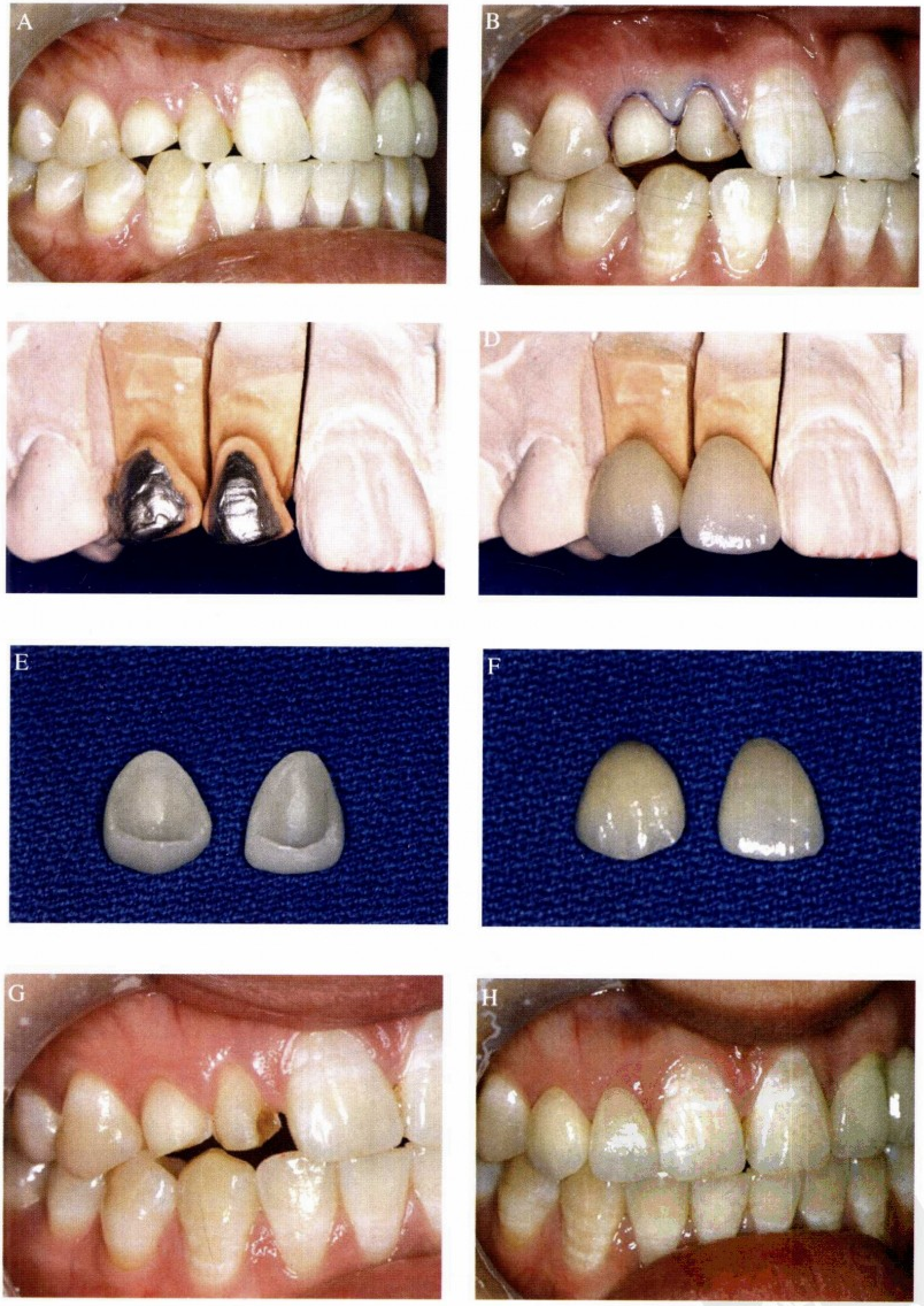


图 10-10 外形不良牙齿瓷贴面修复

A.右上颌II和III为乳牙滞留，形态不良，牙根短，难以承受冠修复；B.瓷贴面基牙预备，切缘采用包绕型预备；C.在预备后的工作模型上修整代型；D.制作热压铸瓷贴面；E.瓷贴面粘接面观；F.瓷贴面侧面观；G.基牙处理后，准备粘接瓷贴面；H.瓷贴面粘接后效果。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

二. 全瓷冠和全瓷固定义齿的粘接

全瓷冠是完全无金属的覆盖冠部整体的瓷修复体，主要用于前牙牙冠大面积缺损时的修复和根管治疗牙防折裂保护。全瓷固定义齿是代替金属或金属烤瓷修复体修复个别牙中间缺失的固定修复形式。由于全瓷冠没有金属基底，修复体表面对光线的折射不受金属底色的影响，修复体色泽可以达到自然的美观效果。瓷的生物相容性好，物理性能稳定，对身体组织没有有害刺激，不会引起身体变态反应，对脑部和颈部的磁共振检查没有影响，不会出现伪影。全瓷修复是修复学发展的趋势之一。瓷的脆性大和抗挠曲强度小是瓷的缺点之一，既往的硅酸盐类瓷的适用范围有一定的局限性，近年来高强度新型氧化物类瓷（氧化铝、氧化锆）的应用和普及，使全瓷修复的适应证明显扩大，全瓷修复越来越普及。

1.全瓷冠和全瓷固定义齿的类型

（1）热压铸瓷（硅酸盐瓷）冠或固定义齿：主要用于前牙修复。铸瓷的半透明性最强，美观性好，但是铸瓷的强度是三种全瓷中最低的，当连续缺牙数超过两颗时，固定义齿的桥体过长，不适于用热压铸瓷制作固定义齿。当前牙呈深覆䏂、锁䏂或咬合过紧时也不适于用铸瓷修复体。

（2）氧化铝瓷冠或固定义齿：可用于前牙和前磨牙修复。基底冠或固定义齿桥架由氧化铝烧结而成（如Procera），其上用烤瓷恢复外形和色调。缺牙区桥体过长超过2个单位牙则不适于做全瓷固定义齿修复。

（3）氧化锆瓷冠或固定义齿（CAD/CAM）：可用于前牙前磨牙及后牙的固定义齿修复。基底冠或固定义齿桥架由计算机辅助设计和制作（CAD/CAM）方式形成，入炉烧结后可达到非常高的硬度，上部牙冠形态和色泽用通常烤瓷方法恢复。

2.全瓷冠的基牙预备 铸瓷全冠修复时，由于瓷的强度有限，所以要保证瓷有足够的厚度。用氧化铝和氧化锆瓷修复时，在基底冠上烤瓷也需要一定的厚度，在基牙预备时各个轴面去除倒凹后均需备出1mm以上的宽度，唇舌邻面均有1mm宽的肩台，肩台边缘可在龈下0.5mm，也可以平龈。肩台的类型以直角肩台为良，牙颈部之上需要有2mm以上的由牙本质肩领或颈环。切缘和䏂面留出1.5～2mm的咬合间隙。形成浅舌窝和低牙尖的形态。

全瓷冠的基牙预备量较多，粘接基本在牙本质层。冠的固位靠机械固位力和粘接力。粘接使用半透明的树脂粘接糊剂。粘接糊剂使全冠和牙体形成一体，增强冠对咀嚼时压应力和拉应力的抵抗能力。

3.全瓷冠的试戴

（1）全瓷冠就位后，先确认就位是否彻底。如果就位不完全，则边缘不密合，咬合高，原因可能是邻接过紧，阻止就位。用咬合纸或接触点漆检查邻面接触点，用金钢砂钻调改过紧点直到冠完全就位。就

位后冠边缘达到预备位置。

(2) 边缘应该无悬突，探诊光滑，终止于平齐牙龈缘或在牙龈缘之下0.5mm之内，不刺激牙龈缘。牙龈和冠体自然延续无间断。

(3) 邻面接触点紧密，在边缘嵴下呈小平面接触。牙龈乳头处留出自然龈空隙，有充分的外展隙，和邻牙协调。

(4) 与对颌牙咬合面接触广泛均匀，无早接触点，无侧方𬌗干扰。

(5) 轴面突度适当，过突或过平既影响外观又影响食物对牙龈的功能性按摩，过平时甚至造成食团对牙龈缘的压迫和刺激。

(6) 形态和色调与邻接牙及对称同名余留牙协调。

4.全瓷冠的粘接

(1) 在试戴合适的全瓷冠内面喷砂，清洗，用乙醇消毒。

根据瓷的种类不同、粘接系统不同，粘接方法也有差别。粘接剂的色调不像瓷贴面一样要求严格，但是前牙需要使用半透明浅色糊剂。

(2) 如果是热压铸瓷冠，则瓷冠内面先用氢氟酸酸蚀1min，水洗吹干后涂抹硅烷偶联剂。吹匀。

(3) 牙面涂抹全酸蚀表面处理剂。水洗，吹干。

(4) 在纸板上调拌或用自动混合头调拌树脂粘接剂糊剂，一边赶走气泡一边仔细将粘接糊剂注入到冠的内侧直到注满。

(5) 将瓷冠就位到基牙上，按压完全就位。粘接糊剂应该从冠四周溢出。去除多余的糊剂，沿冠周注出一圈防氧化剂凝胶，光照瓷冠各面直到树脂糊剂固化。清洁冠周，完全去除龈沟内的树脂残留物，完成粘接。

(6) 如果使用自酸蚀系统粘接糊剂，则在瓷冠内面喷砂、清洗、消毒后，吹干。直接注入自酸蚀树脂粘接糊剂（如Rely X Unicem，3M）直到注满冠内。牙面无需酸蚀，仅在清洗、消毒、吹干后，直接将冠就位于基牙上，固化，清洁。

(7) 氧化铝氧化锆瓷冠的粘接，在内面喷砂后，直接用自酸蚀系统树脂水门汀糊剂（如Rely X Unicem）或复合树脂类树脂粘接水门汀（如PanaviaF）粘接。也可先用专用氧化铝氧化锆表面处理剂（如AZ Primer,松风）涂抹处理后，用树脂水门汀粘接剂粘接。

5.全瓷冠修复病例 （图10-11~图10-13）

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

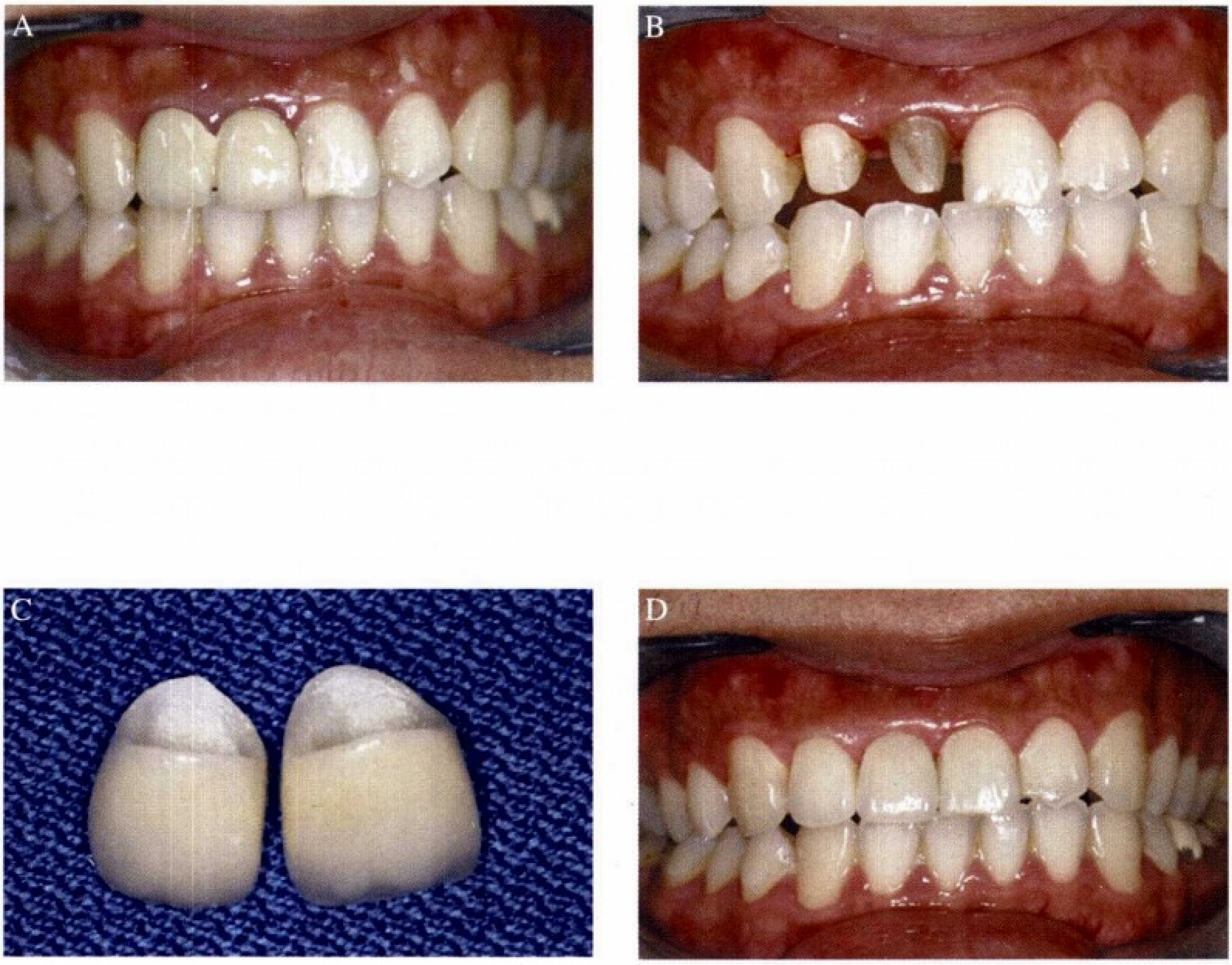
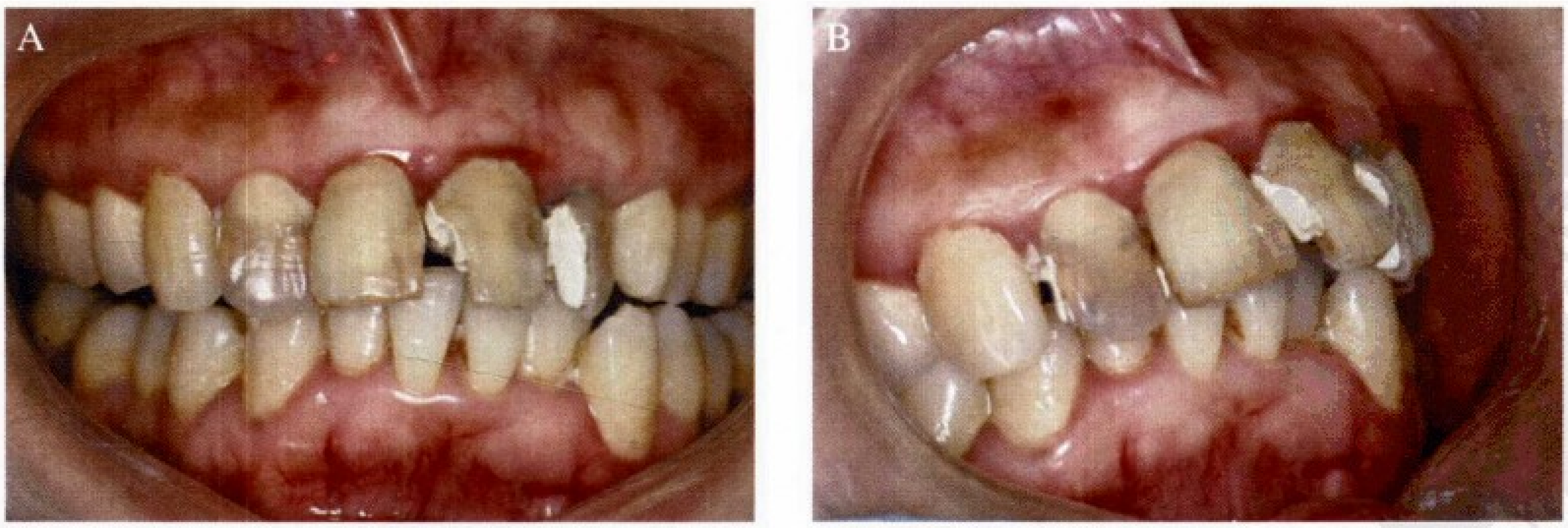


图 10-11　全瓷冠修复病例（一）

A.上颌右侧中切牙和侧切牙的不良烤瓷修复体。边缘悬突，牙龈红肿，易出血。左侧上颌中切牙近中邻面树脂充填，外形不良；B.烤瓷冠拆除后，重新根管治疗后进行了玻璃纤维桩和树脂核制作，左侧中切牙重新树脂充填改善外形。等待牙龈炎症恢复后进行冠修复；C.取模后制作热压铸瓷全瓷冠修复体。可见全瓷冠具有良好的色泽和通透性。切缘回切进行堆瓷后，切缘效果美观；D.全瓷冠使用树脂粘接水门汀粘接后，牙龈恢复健康，美观效果明显改善





公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

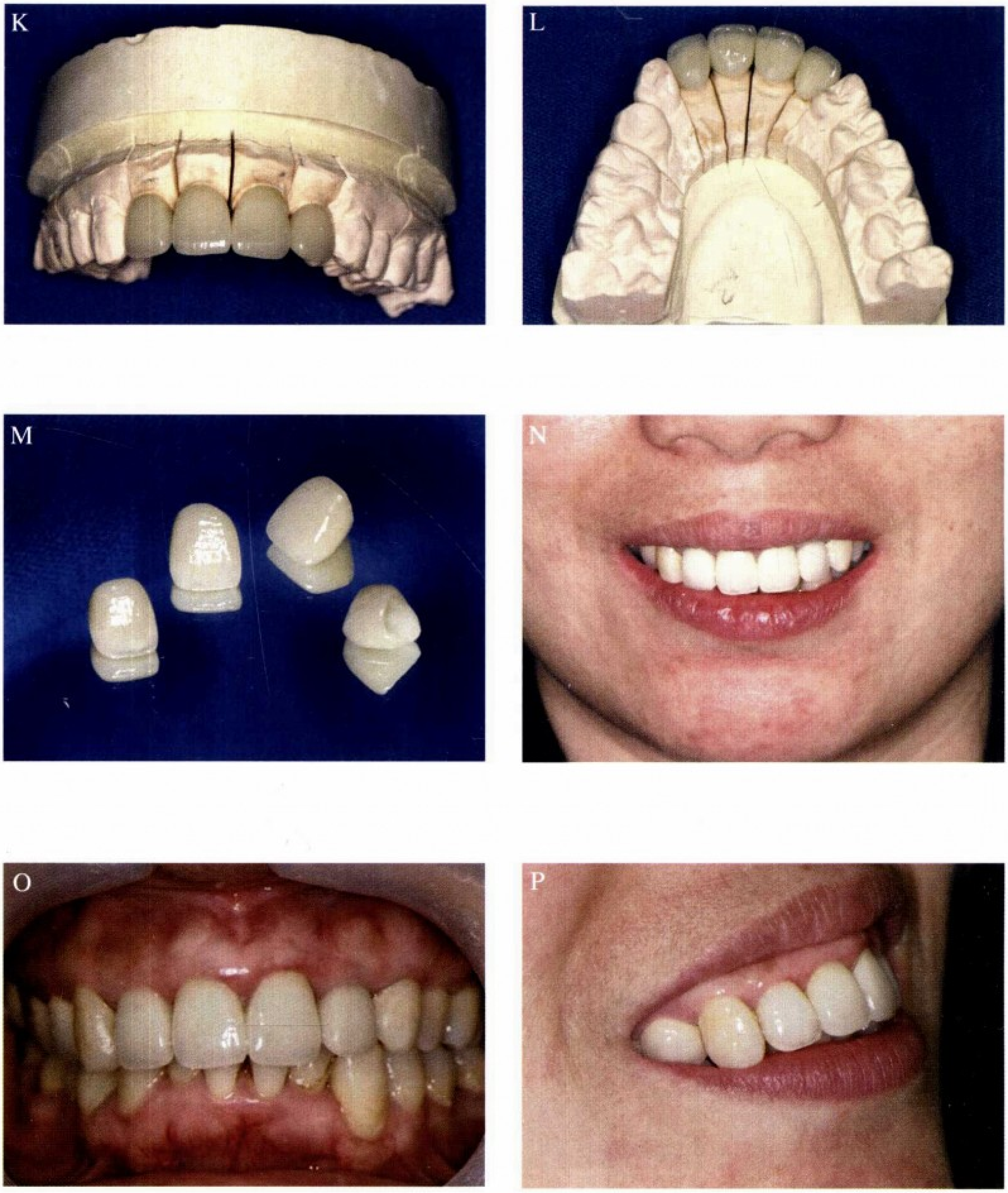


图 10-12　全瓷冠修复病例（二）

A.上颌切牙重度龋坏，边缘性牙龈炎；B.上颌切牙前突，微笑时开唇露齿；C.对上颌切牙进行完善的根管治疗后；D.去除龋坏牙体组织和暂封物。牙龈易出血。E.息止颌位时的正面观；F.闭口位侧面观，可见上颌前突明显；G.上颌切牙进行根管内桩预备；去除根管内 2/3 的牙胶尖充填物，长度满足根尖封闭 5mm 以上，桩长和冠长比大于 1：1 的原则。根管壁彻底清洁，冲洗，吹干后用绵纸捻擦干；H.选择合适粗细和材质的玻璃纤维桩，按照预备深度做出深度标记；I.粘接玻璃纤维桩并用核树脂完成核的形态；J.等待牙龈恢复正常后进行全冠的基牙预备。全瓷冠的基牙预备要求各个面有 1mm 以上的厚度和直角肩台，肩台边缘可只达平龈或龈下 0.5mm。充分保证习惯闭口位和前伸侧方咬合时的咬合间隙；K.在工作模型上制作全瓷铸瓷全冠；L.铸瓷全冠的舌侧观；M.试戴完成后的全瓷冠；N.全瓷冠粘接后效果；O.牙龈恢复健康，形态和色泽自然；P.上颌牙前突情况得到改善



公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

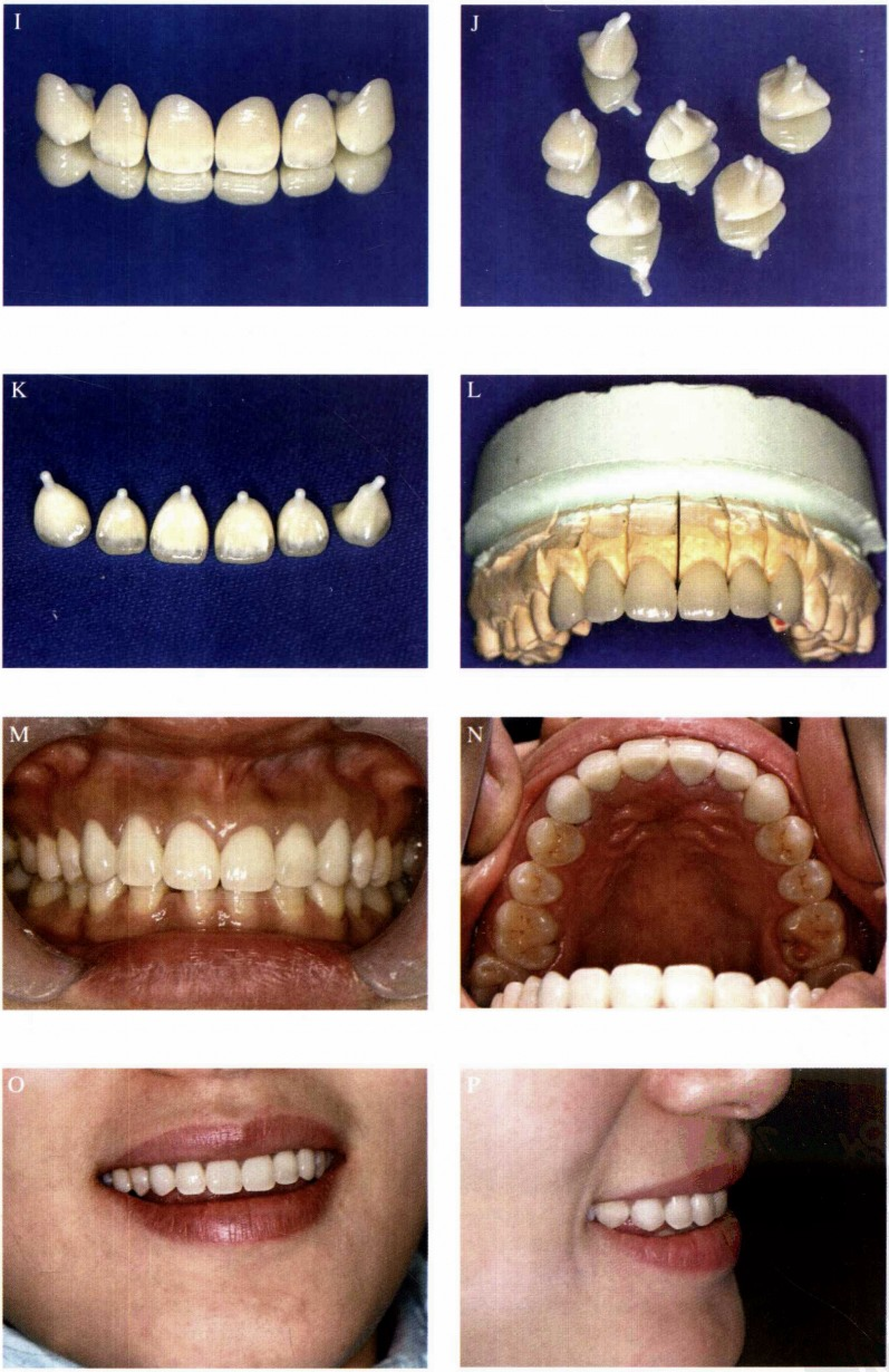
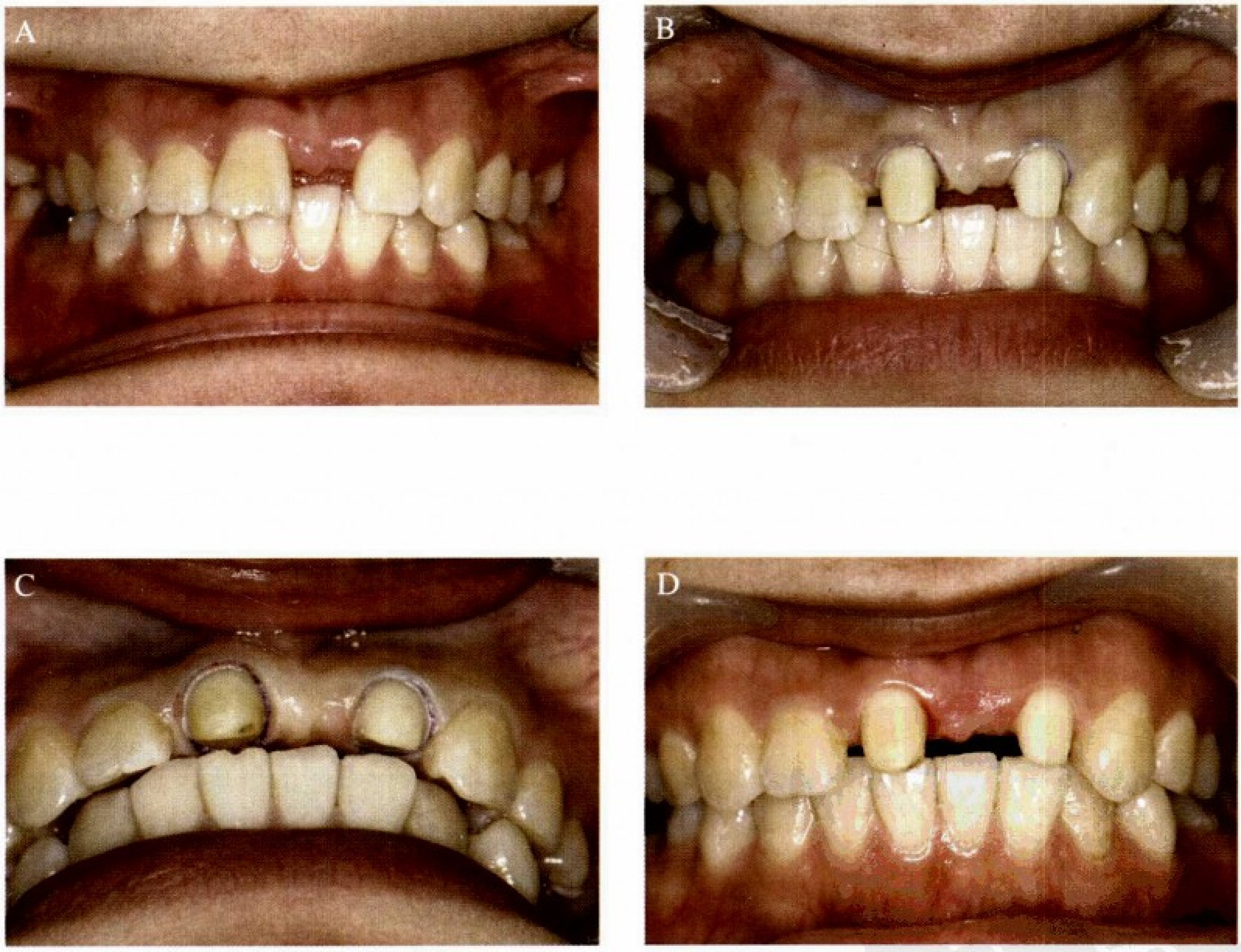


图 10-13 全瓷修复病例（三）

A.前牙不美观，形态和颜色不良。B.旧冠拆除后，牙体残留继发龋、旧树脂充填物。牙龈缘不整齐，中切牙牙龈缘低于两侧尖牙。C.对上颌切牙和尖牙进行彻底的根管治疗。进行切牙的冠延长手术改善牙龈缘的一致性。但是左侧上颌中切牙牙龈缘延长不到位，仍然低于邻牙。D.根管预备，选择适合的玻璃纤维桩。E.每个牙的根管方向不一致。F.使用自酸蚀粘接树脂水门汀（Panavia F）粘接玻璃纤维桩。G.桩粘接后尽量保证树脂包绕桩，桩位于切缘的断面中央。H.牙龈缘一致性改善但是未达到理想程度。I.制作完成的热压铸瓷冠修复体唇面观。J.铸瓷冠的铸道。K.铸瓷冠舌面观。L.制作完成后回放到工作模型上。M.使用自酸蚀树脂粘接剂处理牙面，树脂水门汀（Superbond C&B）粘接全瓷冠后。N.全瓷冠粘接在口内的殆面观。必须注意充分调改咬合，不能有任何咬合的早接触和殆干扰。用手指感受咬合接触状态时下颌运动中基牙的动度，如有明显动度，则说明可能有咬合高点，须用咬合纸检查，及时调磨高点。O.热压铸瓷全瓷冠的美学效果。切缘形成和唇线吻合的曲线，自然的色泽和通透性使冠修复体非常接近健康美观的天然牙效果。P.全瓷修复的侧面观

6.全瓷固定义齿修复病例（图 10-14）



公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

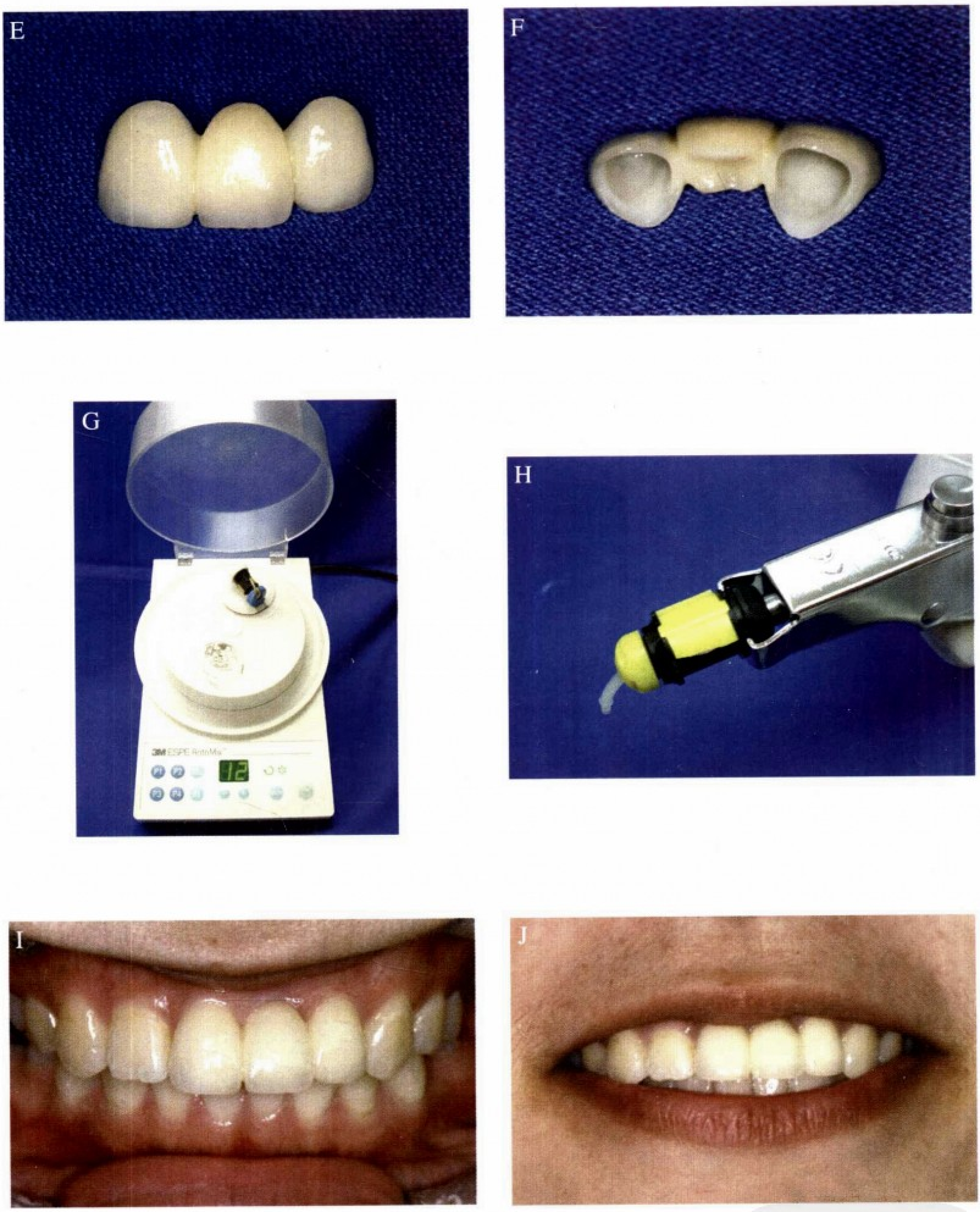


图 10-14 全瓷固定义齿修复病例

A.左侧上颌中切牙缺失，患者要求固定义齿修复。B.全瓷基牙预备。C.保证舌侧充分的咬合间隙。D.戴牙前的基牙状态。E.三单位热压铸瓷固定义齿唇侧观。F.三单位热压铸瓷固定义齿组织面观。G.使用自酸蚀一体型树脂粘接糊剂 Rely X Unicem。它是将粉剂两型材料分别封入胶囊的两侧，中间隔以薄膜。使用时，先将胶囊安装到专用注射器头上，按压把柄，穿破薄膜，再卸下胶囊，安装到专用离心旋转调拌器上定时调拌。H.调拌后的胶囊再次安装到注射器上，按压把柄，则可注射出糊状的自酸蚀树脂粘接糊剂。可以大大简化操作，减轻医护的操作负担，提高操作的准确性。这种粘接水门汀可用在固位形较好的修复体的粘接上。I.全瓷固定义齿粘接后效果。J.患者恢复了自然的微笑

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

第11章

树脂粘接剂在松动牙牙周夹板固定中的应用

- 在去除造成牙松动的病因之后，粘接固定是简便而有效的松动牙固定手段
- 松动牙动度明显（Ⅱ度），有邻间隙，咬合力较大，固定时间较长时，需要夹板辅助粘接固定
- 松动牙动度Ⅱ度以下，邻接紧密，只需要短期固定时，可以直接粘接固定

PDG

牙周夹板用于外伤、牙周病等原因造成的松动牙的固定，具有减少牙齿松动、分散咬合力等作用，有助于外伤牙的牙周愈合、增加牙周病松动牙的使用舒适度和寿命，是有效可行的临床治疗手段。

牙周病的治疗原则为消除病因、进行彻底的牙周系统治疗、固定松动牙、改善冠根比、去除咬合创伤等。松动牙的松动度在Ⅱ度以下时适于保留，在彻底的系统治疗之上，可以通过固定的方法延长牙周病患牙的使用寿命。

松动牙的固定方法有可摘夹板固定法、铸造金属夹板粘接固定法、玻璃纤维束增强复合树脂夹板粘接法、松动牙邻面直接粘接法等。

一.可摘夹板固定

松动牙固定方式中，可摘夹板固定的方式也是多种多样。临床上可见的方法如：义齿式牙周夹板、可起二次夹板效应的双重冠固位式义齿、利用多个位于牙冠外形高点之上的高位卡、连续小连接体或支托的铸造金属支架、利用平行切削面及带状卡环坚固连接的铸造义齿支架等。铸造支架式夹板的固位及稳定装置在松动牙处不进入牙冠部倒凹，戴牙后通过相互拮抗作用限制松动牙的活动度。可摘夹板的义齿构造相对复杂，需要特别留意和认真保持余留牙和义齿的清洁。另外，义齿结构复杂容易增加义齿损坏的可能性，需要注意使用和长期维护。可摘式夹板体积较大，需要每日摘戴，义齿本身改变了口腔内的自洁环境，如果伴有牙列缺损，需要义齿修复时可以使用。如果牙列完整，则建议选择固定式夹板的方式。需要注意的是，如果设计不良使起固定作用的高位卡和小连接体进入基牙倒凹，则可能对牙施加侧向力，不利于松动牙的恢复。

二.铸造金属夹板粘接固定

铸造金属夹板粘接固定是沿着基牙形态制作的金属嵌体状、曲面状或翼板状夹板，通过树脂水门汀粘接到松动牙上。夹板必须不影响咬合，主要用于后牙和下颌前牙的固定，粘接在𬌗面内或舌侧（图11-1）。如果夹板是沿着牙面弯曲的曲面状或翼板状，则通过牙釉质粘接固定到牙面上。粘接时，轻度打磨牙釉质表面，使用37%磷酸酸蚀牙釉质表面，使用2步法或3步法粘接系统粘接夹板。不建议使用自酸蚀粘接系统。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

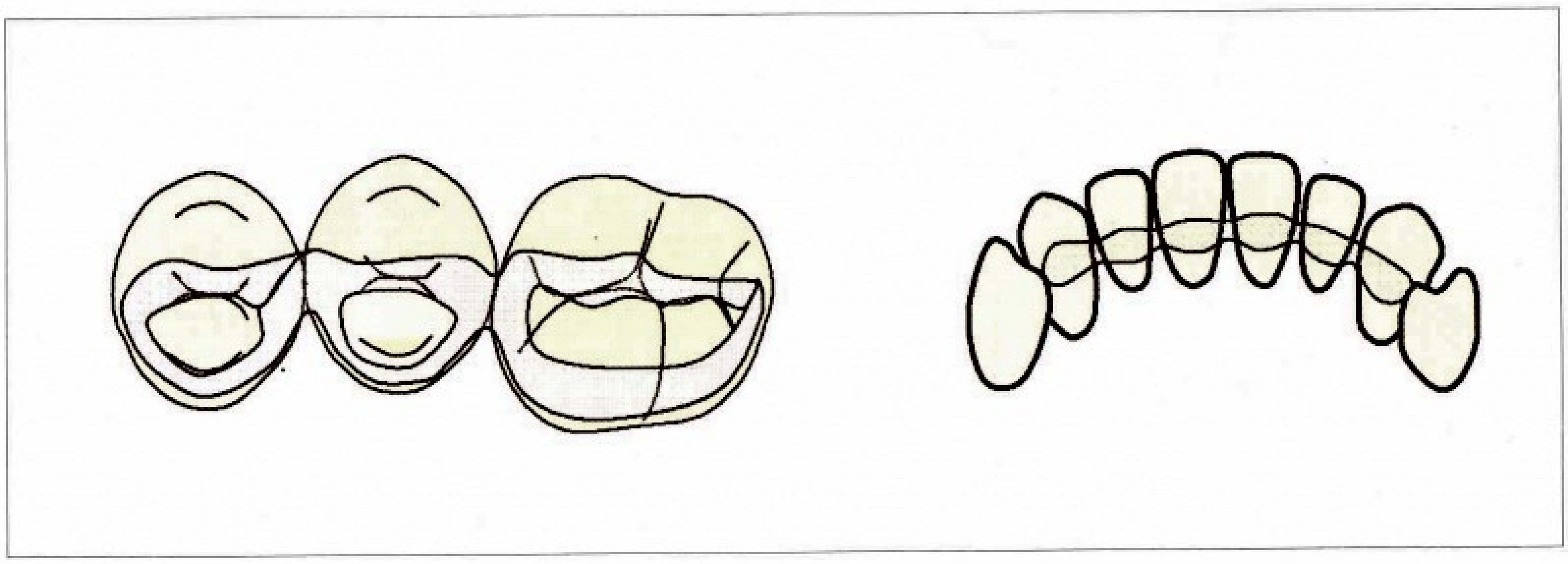


图 11-1 铸造金属夹板粘接固定

三.玻璃纤维增强复合树脂夹板粘接固定

玻璃纤维束增强复合树脂夹板粘接固定主要用于前牙的舌侧。在舌侧舌隆突上磨出连续的深度在 1mm 之内的浅沟，贯通所有将连接的牙齿。取印模制取模型。剪取适度长度的纤维增强玻璃纤维束（图 11-2），按照牙弓弯曲度压入石膏模型上的前牙舌侧预备沟中，光照初期固化。将舌侧预备沟内外进行 37% 磷酸酸蚀，冲洗吹干后，涂抹树脂粘接剂。然后在舌侧沟内注入少量流动树脂，将初步成形的玻璃纤维夹板放入舌侧预备沟中，继续注入少量流动树脂使树脂包绕玻璃纤维夹板，光照后固定夹板在舌侧沟内，再在夹板表面增加流动树脂，修整外形，磨光，完成夹板的粘接（图 11-3，图 11-4）。

四.直接粘接固定

直接粘接的方式是通过牙釉质粘接剂直接粘接相邻的两牙，邻牙之间必须紧密邻接没有明显间隙，少量粘接剂渗入邻牙间隙，固化后起到直接粘接的作用。直接粘接主要用于暂时性粘接或过渡性粘接。

粘接固定的方法磨牙少、体积小、无需摘戴，粘接后异物感小、美观、易清洁，可有效地应用于轻中度松动的外伤牙和牙周病牙的固定。用于粘接固定的树脂粘接剂需要有一定的弹性和韧性，抗挠曲强度高，而且应该使用无色透明的具有良好流动性的树脂粘接糊剂。

对于仅需要数个月以内的短期固定，并且牙齿排列紧密，牙间无明显间隙的松动牙，可以考虑松动牙的直接粘接法。但是对于牙齿松动度明显，牙间有间隙的情

况，粘接固定时需要利用夹板辅助粘接。

图 11-5 所示为一牙外伤松动牙直接粘接病例的操作过程。

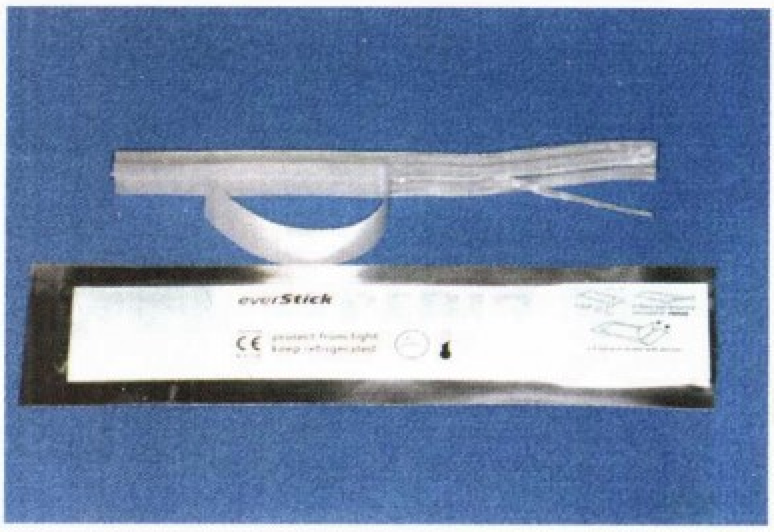


图 11-2 Ever Stick 玻璃纤维束

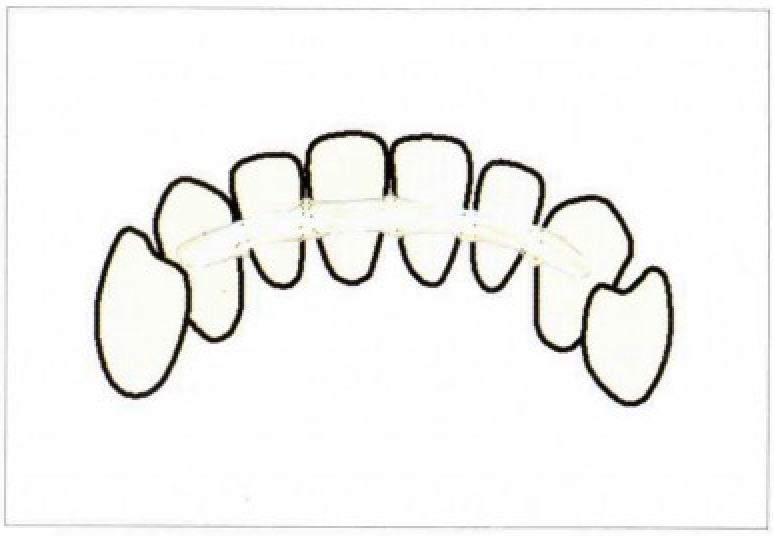
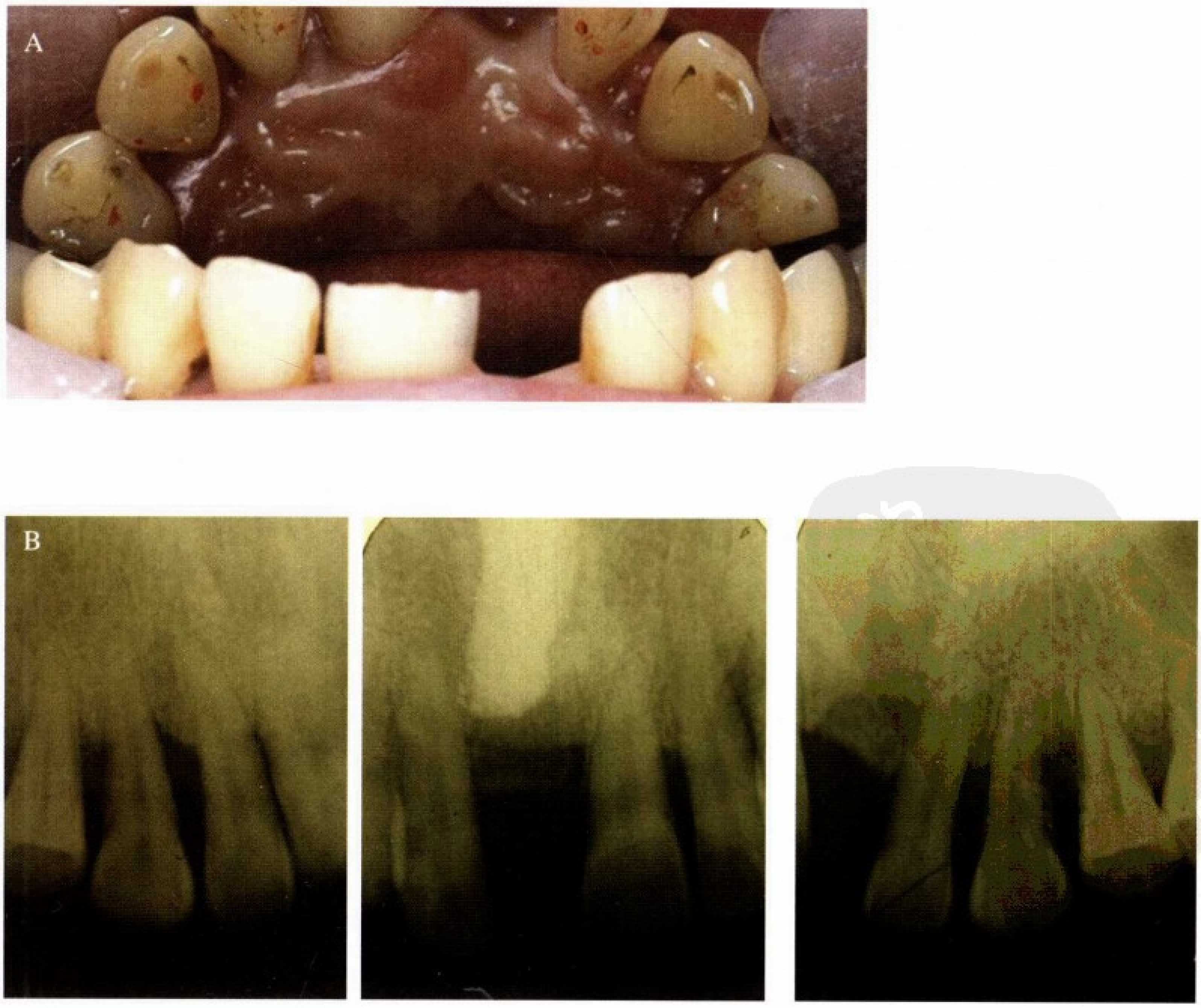


图 11-3 将玻璃纤维夹板粘接在舌侧固定下颌前牙松动牙

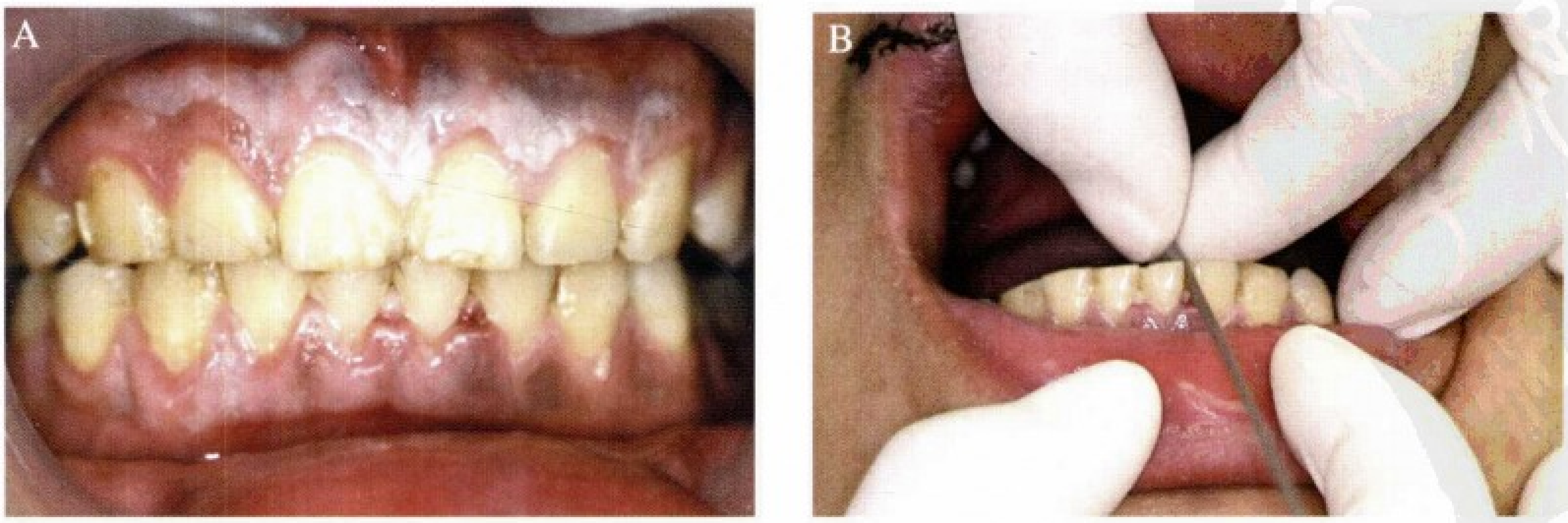


公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注



图 11-4 玻璃纤维增强复合树脂夹板固定松动牙及制作粘接固定义齿（该病例照片为北京大学口腔医学院李健主治医师提供）

A.上颌前牙舌侧观，牙周病；Ⅰ度松动，左上中切牙缺失。B.水平骨吸收达根中 1/2。C．彻底的牙周基础治疗后，进行基牙预备。在上颌右侧切牙和尖牙及左侧侧切牙和尖牙舌隆突之上磨出深1mm、宽 3mm 的浅沟，打磨光滑。D．取模后，在工作模型上制作玻璃纤维增强夹板和桥体。玻璃纤维使用了 EverStich，用树脂单体浸润后加硬树脂（松风）成形。E.玻璃纤维增强夹板和桥体用 Superbond C&B 树脂水门汀粘接在基牙舌侧



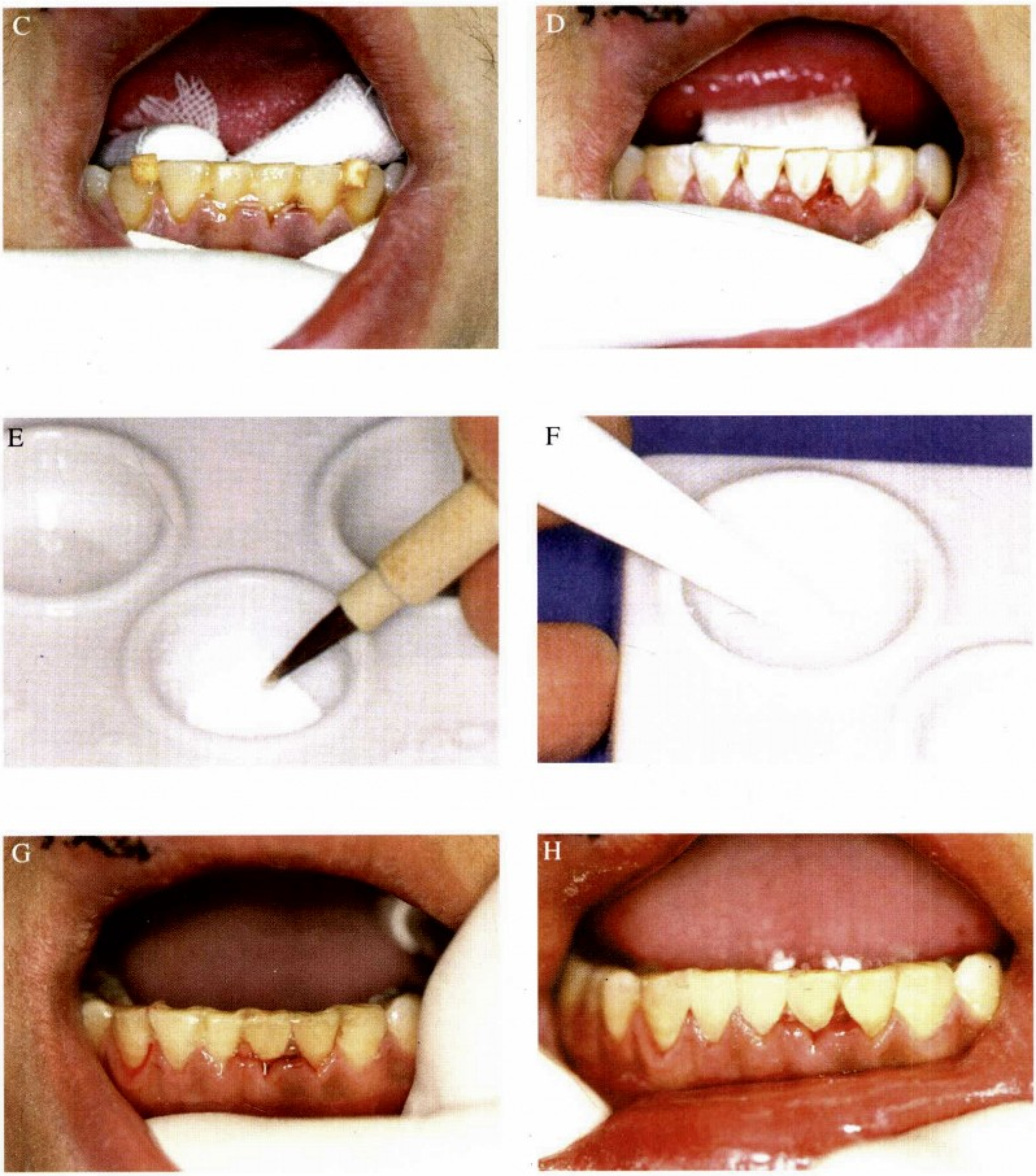


图 11-5 前牙外伤后直接粘接固定松动牙

A.前牙外伤，下前牙Ⅱ度松动。牙龈组织水肿。B.用砂条研磨下前牙邻面使邻面粗糙。C.用树脂粘接系统（Super Bond C&B）套装内的牙釉质处理剂（红色）处理邻面牙釉质 30s。D.冲洗吹干后。E.用笔积法，先将毛笔尖蘸满单体液体，再点入粉剂中，笔尖形成树脂粘接糊剂(Super Bond C&B)的小球，放在牙邻面，糊剂顺着缝隙流入牙间隙中。也可采用调拌法。F.调拌 Super Bond C&B 的粉剂和液剂，用毛刷点入牙间隙。G、H.固化后研磨，修整外形,完成粘接

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

第12章

树脂粘接剂在烤瓷冠崩瓷修理中的应用

- 设计、制作、使用上的不当均可能造成金属烤瓷冠上瓷层的破损
- 金属烤瓷冠的崩瓷可根据破坏情况用粘接处理及复合树脂进行修补

烤瓷冠崩瓷是金属烤瓷冠修复后发生瓷层脱落或破坏的临床不良问题，崩瓷会影响修复体完整性、美观性和功能性。

一.烤瓷冠崩瓷的原因

烤瓷冠崩瓷可能是由于修复体设计上的原因、技工制作上的原因、材料选择上的原因、患者使用上的原因等多方面原因造成的。可以由于其中一种原因引起，也可能是几种原因混合作用引起。

1.设计上的原因

（1）基牙受力不合理，有扭力

①固定义齿的桥体太长，或基牙负担能力不足，固定义齿上的负荷力超出基牙负担能力，修复体存在变形力。

②基牙移位扭转，受力方向不合理。

（2）咬合负担过重

①反覆盖咬合。

②深覆殆，咬合时或下颌侧方运动时有创伤。

③咬合力分布未达到均匀广泛，集中于个别烤瓷冠基牙上。

④习惯性闭口时的咬合接触点在金属基底冠－瓷层交界线上。

（3）瓷层厚度不充分致使抗力下降，咬合间隙不足致使瓷层厚度不充分。

2.制作上的原因

（1）瓷层太薄使瓷层的抗力下降。

（2）瓷层太厚，造成瓷层下金属支持不足。

（3）瓷层厚度不均，产生气泡。

（4）金属基底冠表面污染，使遮色层和基底冠金属之间烧结不良。

（5）烤瓷炉温度不当或烧结次数过多，造成瓷层内裂隙或气泡。

（6）其他原因。

3.材料上的原因 金属基底和瓷粉的适配性差。

4.使用上的原因 咀嚼或切咬过硬或过韧食物，磨牙症，不当的强度叩齿。

二.烤瓷冠崩瓷后的处理

烤瓷冠的崩瓷修补是用粘接树脂覆盖修复崩瓷处缺损的技术。是将树脂粘接到瓷和（或）金属的表面。需要使用瓷及金属表面处理剂和树脂粘接剂。

1.少量崩瓷，未暴露金属基底 （图 12-1）

（1）清洁瓷表面。

（2）口内喷砂使瓷表面粗糙。在口内上橡皮障暴露崩瓷牙，或彻底用纱布卷等用具保护其余口腔硬软组织、气道及鼻腔，用专用口内喷砂机和直径为 50 μm 的氧化铝粉末直接在瓷的断面喷砂，暴露新鲜无污染的粘接面，用强力口内吸尘器吸引砂粉。

（3）清洗吹干瓷表面。

（4）在保证彻底保护口腔周围硬软组织的情况下，用氢氟酸酸蚀瓷表面 60s。

（5）用棉球擦干净氢氟酸，再水洗吹干瓷表面。将专用中和剂混合入氢氟酸的

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

冲洗液中中和后排弃。

（6）涂抹瓷表面预处理剂（硅烷偶联剂）。

（7）涂抹树脂粘接剂作粘接处理。

（8）用光固化复合树脂分层修补形成冠的形。

（9）磨光抛光，成形。



PDG

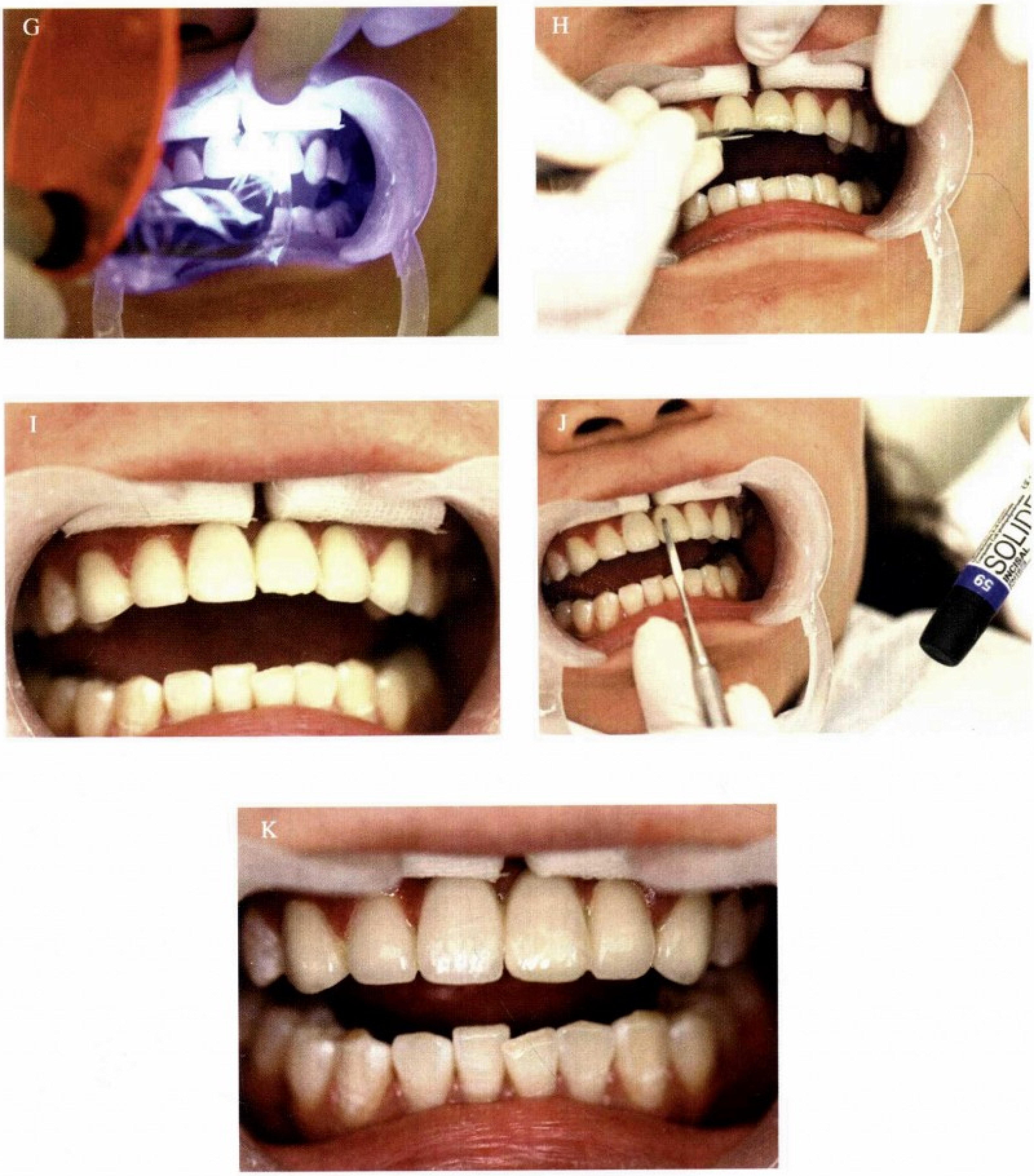


图 12-1　少量崩瓷，金属烤瓷冠的金属基底未暴露时的树脂修补病例

A.上颌左侧中切牙烤瓷冠咬硬物后崩瓷，患者要求修补。磨出斜面扩大粘接面积，清洁瓷表面。B.保护口腔硬软组织和气道及鼻腔，用专用口内喷砂机和直径为50μm的氧化铝粉末直接在瓷的断面喷砂，用强力口内吸尘器吸引砂粉。C.保护口腔周围硬软组织后用氢氟酸酸蚀瓷表面 60s。D.用棉球擦干净氢氟酸，再水洗吹干。E.涂抹瓷表面预处理剂（硅烷偶联剂）。F.涂抹树脂粘接剂作粘接处理。G.可视光照射 20s。H.用牙本质色光固化复合树脂堆积牙体形态。I.牙本质色树脂恢复后留出充分的牙釉质和切缘的间隙。J.用牙釉质色树脂完成切缘部和切 1/3 的形态。K.磨光抛光，成形

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

2.少量崩瓷，暴露金属基底（图 12-2）

(1)清洁、喷砂、及瓷表面清洗步骤方法同上。

(2)吹干表面后，涂金属表面处理剂。

(3)用专用粘接遮色糊剂覆盖金属。

(4)在遮色层之上涂抹粘接剂。

(5)可视光照射 20s。

(6)用光固化复合树脂分层修补。

(7)抛光完成。

3.瓷面完整脱落，不涉及咬合界面，可完全复位（图 12-3）

(1)将瓷面试复位到原位。确认边缘密合，外形无不良后，先分别进行金属表面和瓷表面的预处理。

(2)金属表面处理需要使用专用金属处理剂。吹干待用。

(3)瓷片粘接面在体外用喷砂机和 50μm氧化铝粉末喷砂粗糙，清洗吹干后，涂抹 9% 的氢氟酸 60s。清洗氢氟酸到小口杯中，加入中和剂中和后再倒入下水道。

(4)瓷表面清洗吹干后避免污染，准备粘接。

(5)用树脂粘接糊剂涂抹于瓷表面和金属面之上，小心将瓷片复位。

(6)初期光固化后，去除多余粘接糊剂，清理瓷片周围，每面光照 20s 彻底光固化。

(7)磨光完成。

4.由于外力原因较大面积瓷脱落，设计无明显缺陷，咬合间隙充分　将瓷层磨除，在金属基底冠上按照全冠基牙预备的要领进行外形修整，采取印模，灌制工作模型，修正代型，制作硬树脂或瓷化树脂冠，在边缘检查密合，外形良好，邻面接触良好，咬合接触轻微等项目得到确认后，采用粘接性树脂水门汀粘接硬树脂全冠到金属基底的预备体上去（图 12-4）。

5.大面积崩瓷，设计缺陷或涉及咬合界面　这种情况下的崩瓷，即使勉强修补也难以避免再次出现瓷的崩裂，应该拆除烤瓷冠，改正设计或操作不当后，重新修复。

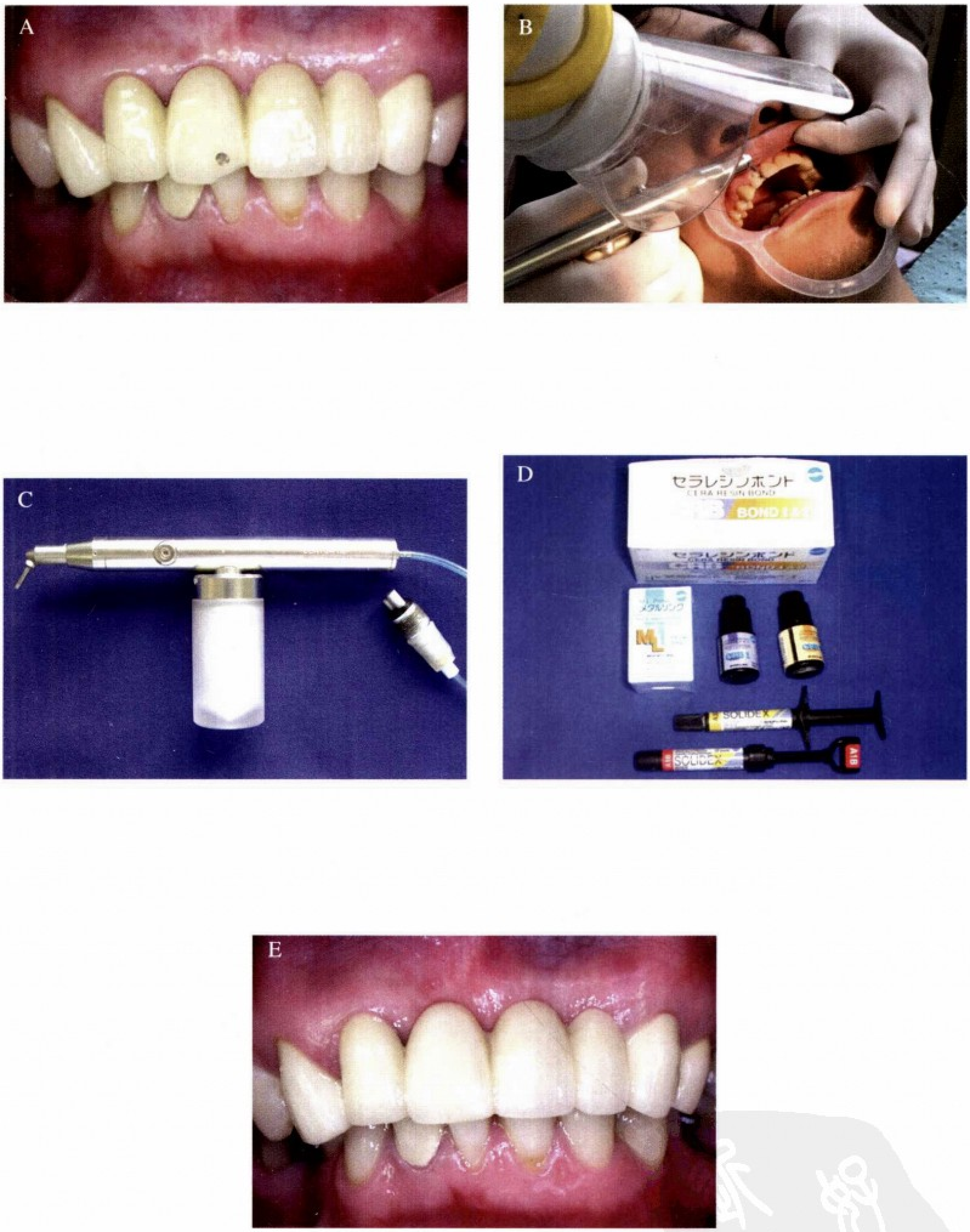


图 12-2 少量崩瓷，金属烤瓷冠的金属基底暴露的树脂修补病例（北京大学口腔医学院佟岱主任医师提供照片）

A.上颌右侧中切牙切缘少量崩瓷，金属基底暴露；B.口内喷砂，清洁和粗糙瓷的破坏面；C.口内喷砂用器具；D.用于烤瓷冠崩瓷修补的套装产品（CRB Bond，松风，日本），包括瓷表面酸蚀剂（氢氟酸）、瓷表面处理剂（硅烷偶联剂）、金属表面处理剂（MDP）、树脂粘接剂、和 VITA 色相应的多种光固化树脂水门汀；E.修补后

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

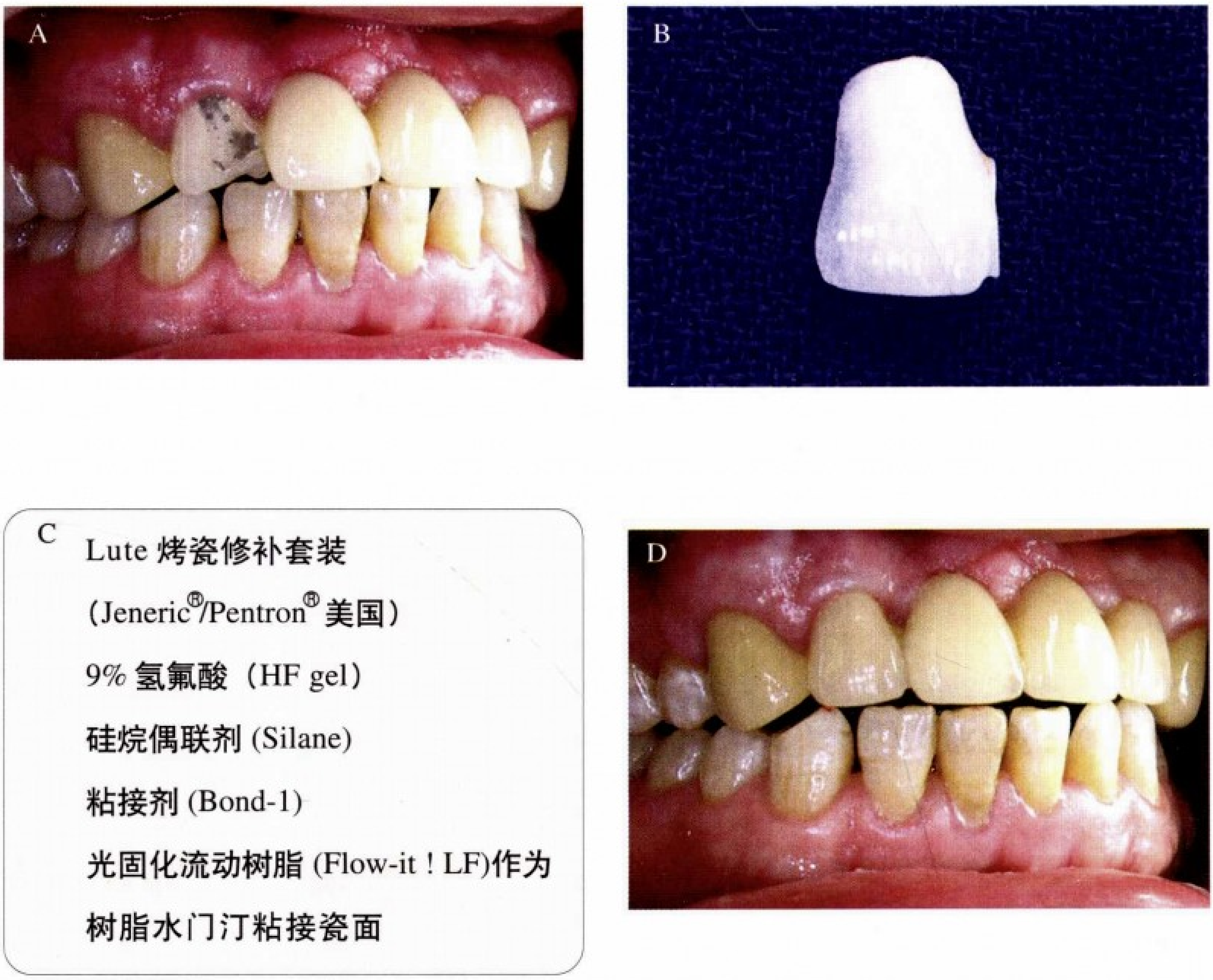


图 12-3 瓷面完整脱落，不涉及咬合界面，可完全复位的修复病例（北京大学口腔医学院佟岱主任医师提供照片）

A.上颌右侧侧切牙金属烤瓷冠崩瓷，B.唇侧瓷面完整脱落，可完全复位无间隙；C.用于修补的套装产品（Lute porcelain repair kit，JenericR/Pantron，®美国）；D.瓷面粘接复位后

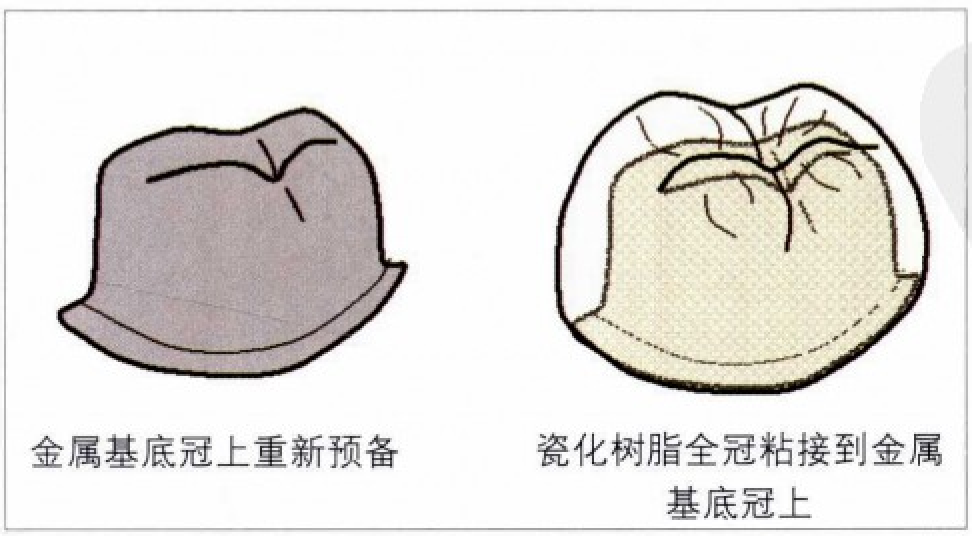


图 12-4 金属基底冠重预备后，粘接瓷化树脂全冠

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

第 13 章

树脂粘接剂在可摘义齿修复中的应用

- 根上附着体的根内桩长度变短，导致机械固位形不良，需要树脂粘接糊剂进行根内粘接。

- 磁性附着体及按扣（球帽）附着体的组成和特点
  根上附着体的基牙预备、制作及粘接

- 利用粘接树脂进行可摘义齿金属支架下的树脂重衬和金属支架上的加牙修理

- 金属支架上树脂直接成形进行小间隙缺牙的修复

PDG

一.覆盖义齿中根上附着体的粘接

根上附着体的根内桩长度常常达不到正常根长的2/3，导致机械固位形不良，需要树脂粘接糊剂进行根内粘接。

1.常用根上附着体的种类

(1) 磁性附着体：由根内桩和连接在其上的衔铁及磁体组成（图13-1）。衔铁通过铸接、树脂粘接或螺钉固位方式固定于根内，磁体固定于覆盖义齿内，磁体可随义齿摘戴。衔铁和磁体产生磁性吸附力从而固定义齿。磁性附着体抵抗垂直向脱位力作用大而抵抗水平向脱位力作用小，因而当侧向力作用于基牙时，义齿脱位，中断侧向力对基牙的有害作用。磁性附着体对于牙根的保存（尤其是牙槽骨轻度吸收达基牙根长1/3～1/2时的基牙牙根）有显著意义。

(2) 按扣附着体（图13-2）：有半精密型和精密型两大类。半精密型由阳型部件的塑料球帽或按扣铸型、阴型塑料帽及金属外腔组成，也可以由预成金属球和阴型塑料帽组成。精密型的阴阳部件则均由预成金属型组成，阴型金属帽带有可调节松紧的瓣状结构。通常球帽或按扣固定在根帽上，半精密型的塑料帽卡在金属外腔内，金属外腔固定在覆盖义齿内，精密型的金属帽外套尼龙圈，固定在义齿组织面内。塑料帽或金属帽及金属外腔随义齿摘戴。金属球和塑料帽或金属帽产生锁卡固位力。

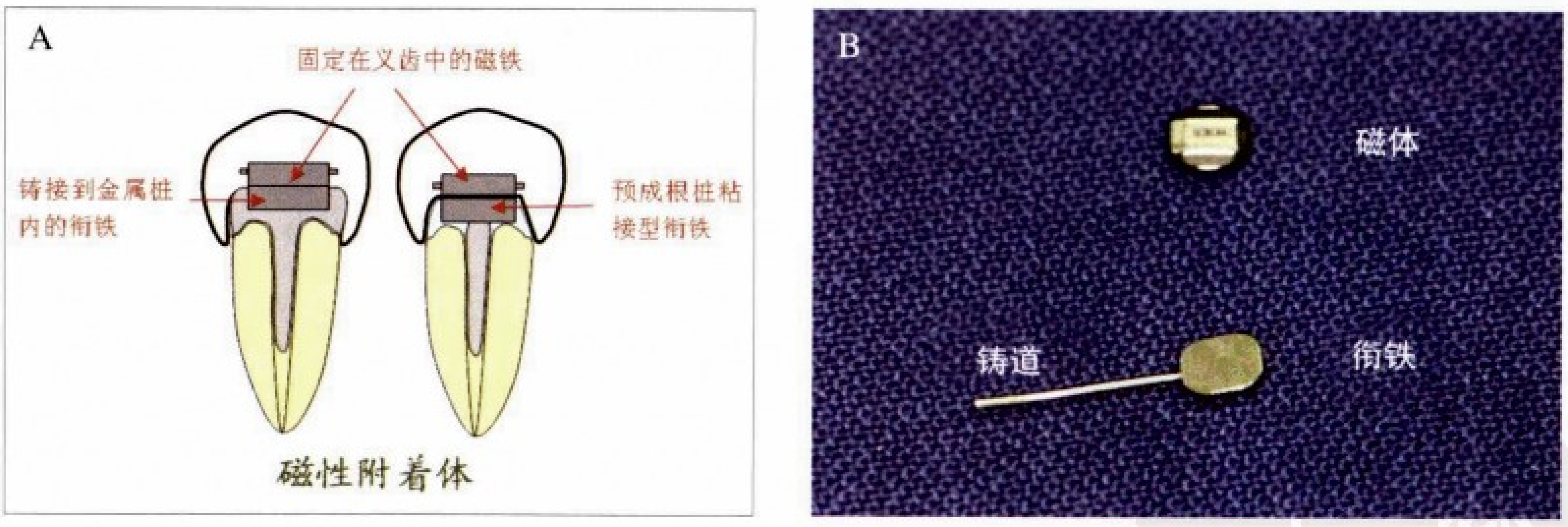


图13-1 磁性附着体

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

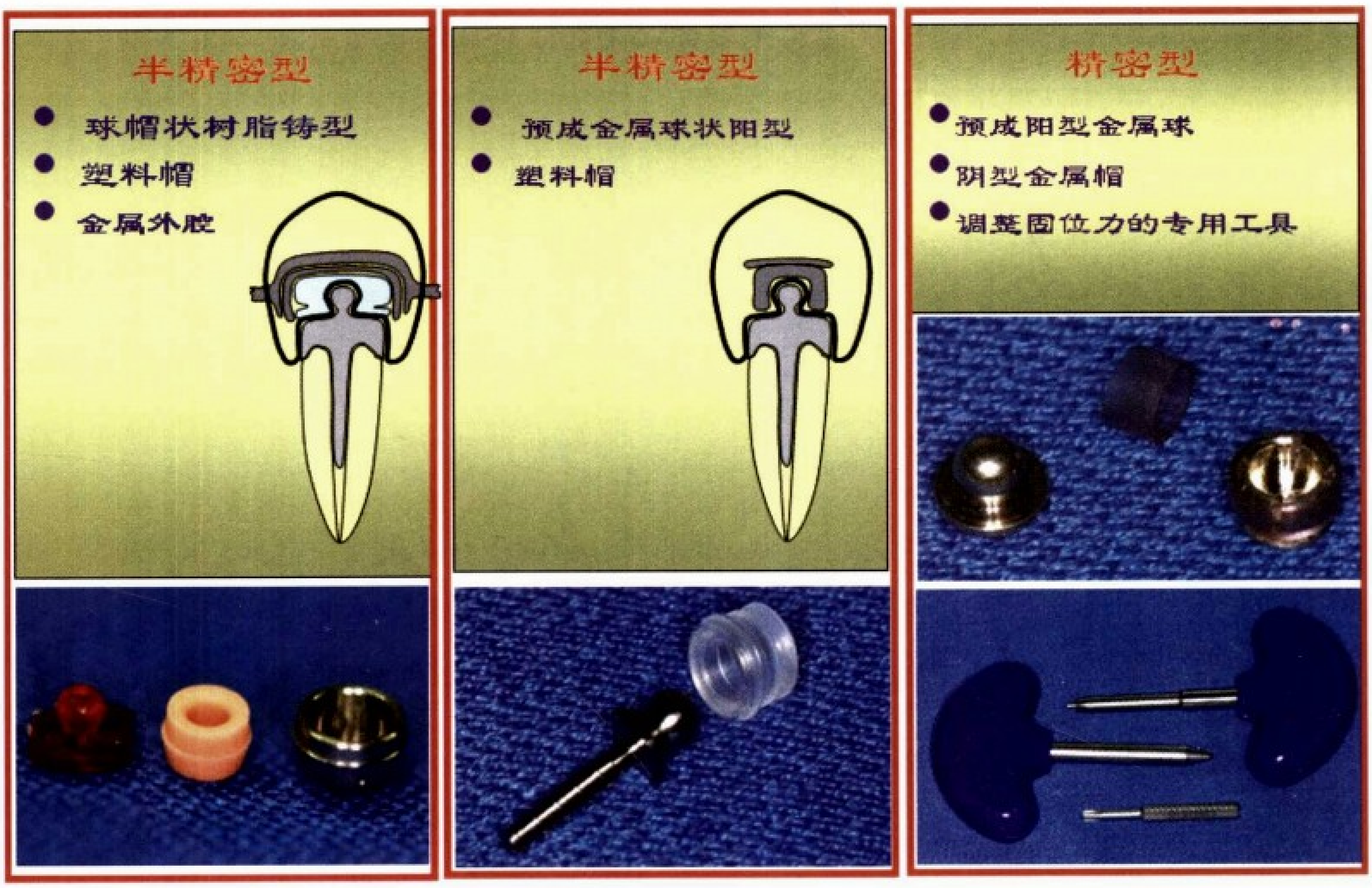


图13-2 球帽状附着体的类型和结构

(3) 杆状附着体：在两个根帽上焊接杆状附着体，义齿组织面固定塑料卡，义齿通过杆卡结构固位。

2.根上附着体的适应证

(1) 仅有少数牙余留时，如果余留牙为孤立牙、过长牙、Ⅰ～Ⅱ度松动牙或不宜于挂卡环直接做可摘义齿的固位基牙时，可以考虑截冠留根，利用牙根制作和根内桩连为一体的根帽及根上附着体，在其上用覆盖义齿修复。

(2) 有少数余留残根，根面在牙龈缘之上，尚有完整的牙根部余留牙本质，需要用残根作可摘局部义齿或总义齿的固位基牙时，通过根上附着体可加强覆盖义齿的固位。

后牙缺失有孤立前牙残根时的修复需要慎重设计。可以用桩核冠修复前牙残根后做义齿基牙，由于烤瓷冠上挂卡环不利于美观和瓷层的稳定性，也可不做冠而改设计为根上附着体和覆盖义齿修复。两个以上残根在桩核修复后用连冠连接作为义齿的固位基牙。义齿的固位和连接方式可以是冠内或冠外附着体。但是孤立基牙的冠内冠外附着体不利于维护基牙牙周组织的长期健康，用根上附着体覆盖义齿更符合保留余留牙的生物力学要求。

不同类型根上附着体具有不同的特点，需要根据实际情况选择使用（表13-1）。

表 13-1 磁性附着体和按扣附着体特点

	磁性附着体	按扣附着体
需要颌间距离	6mm	8mm
初期固位力	400g～800g	1 000g～1 400g（精密型初始固位力超过 3 000g，需调整到 1 200g）
戴用后固位力变化	变化小	衰减明显，需要定期调整
基牙承受侧向力	小	大
牙周长期健康	优良	良
操作性	良	较复杂，需要考虑就位道的一致，谨慎操作防止错误
长期维护	无需特殊，定期义齿重衬	需要更换塑料帽或调整按扣松紧度，定期义齿重衬
对磁共振检查的影响	有	未见报道
不戴义齿时根面外形	平面	小球形或按扣状突起

附着体修复处需要足够的上下颌间隙，尤其是按扣附着体需要较大的颌间隙，如果颌间隙不足，不易在其覆盖义齿上排列人工牙，覆盖的塑料部分容易折裂脱落，如在前牙区还会影响美观。所以颌间隙小时不宜选择附着体修复。为保证预后良好，需要慎重选择病例。

磁性附着体的磁铁对头颈部的磁共振检查结果有影响，有可能造成磁铁附近区域的伪影对心脏起搏器有影响。所以对于有严重心血管病、高血压及颈椎病等需要做磁共振检查的患者应避免使用磁性附着体覆盖义齿。由于现代的磁性附着体多采用闭路磁场，对口腔周围其他组织的影响未见文献报道。

3.根上附着体的基牙预备、取模、制作

（1）基牙做完善根管治疗，观察一周无根尖反应后开始基牙预备。

（2）截冠至牙龈缘上 0.5～1mm，截面与殆平面平行。牙颈部边缘形成刃状或 0.5mm 左右宽的内钝角肩台。

（3）测量根管长度，保证桩末端到根尖有 5mm 长的根尖封闭长度，桩的长度为根管全长减去 5mm。

（4）桩的根管预备用 Peeso 扩孔钻针去除预定桩长度的根充物，平整根管壁，注意不要过多磨除根管壁牙本质。根管的直径尽量不超过根直径的 1/3，粗细程度以能完整地取出印模和能制作桩的蜡型为准，根管口稍为扩大呈漏斗状，便于将附着体嵌入根管口节省颌间高度。

(5)修整外形，去除根面过锐、过薄牙本质，平整根面。

（6）用寒天印模材或硅橡胶印模材

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

取得桩的印模。灌制硬石膏模型。

（7）石膏模型的基牙根管内滴入石蜡油作分离剂，制作桩的蜡型，根管口平置按扣附着体的阳型部件（球或铆扣）或磁性附着体的衔铁部件，注意附着体部件必须和𬌗平面平行，如果有两个以上附着体，则需要互相平行以便覆盖义齿获得共同就位道。用蜡将附着体部件连接并固定在根帽蜡型上使成一体。

（8）用蜡沿根面预备处形成完全包裹根面的到达龈沟内 0.5mm 或平龈的根帽蜡型。注意边缘的密合和伸展并不形成边缘悬突。

（9）小心完整取出蜡型，根据桩和根帽的金属材料类型（非贵金属或金合金）进行包埋、铸造，去除桩表面和根帽内面的毛边及粗糙面，根帽和附着体外表面磨光。

4.根上附着体的粘接　由于附着体的基牙有一定程度过长或有一定松动度，为了获取足够颌间隙，需要在平齐牙龈缘上 0.5mm 处截冠留牙根，因此余留根管长度比正常情况缩短，在保证根尖口封闭的情况下制作的桩长度可能较短。因此附着体的桩和根帽粘接应该用高强度的树脂粘接剂。

（1）根帽试戴，边缘完全达到基牙根面预备位置，密合无间隙，无悬突，就位后稳定无摇动及转动，有固位力，不会轻易脱落，表面平整。磁性附着体的衔铁表面和𬌗平面平行，按扣附着体的长轴与𬌗平面垂直。两个以上附着体之间平行，具有共同就位道。

（2）按扣附着体的根帽试戴合适后，带着根帽取硅橡胶印模。从口内取出印模时，根帽将被带出，留在印模里。在根帽内面涂抹一层凡士林做分离剂，根帽内部灌制成型塑料，其他部分灌制硬石膏。这样戴牙前需要粘接根帽时可以方便地从石膏模型上取下根帽。在根帽上套上阴型部件，在其上制作覆盖义齿。义齿制作完成后，准备粘接根帽。

（3）磁性附着体根帽试戴合适后，从根内取出，准备粘接。

（4）将桩表面和根帽内面喷砂，清洗，吹干。

（5）牙冠周围及根管内分别用乙醇清洗消毒，吹干，隔湿。最好使用橡皮障隔湿。

（6）用纸捻吸干根管内的水分。

（7）用小毛刷饱蘸自酸蚀牙本质处理剂，涂抹到根管内壁，深处毛刷不能到达部位用探针或小海绵棒送达。等待 30s，吹出多余处理剂，用纸捻吸干根管内水分。

（8）在调拌纸上挤出等量的树脂粘接材糊剂，均匀调拌后，装入微量注射器头内，打入根管内。

（9）将粘接糊剂同时注射到桩的表面。

（10）将桩和根帽插入根管内达预备长度，根帽边缘完全和根面预备型贴合。

（11）用毛刷去除溢出的多余粘接糊

剂。

（12）沿根帽边缘注射一圈防氧化剂，使树脂粘接糊剂的表面和空气接触部分充分硬化。再根据使用粘接剂的说明书要求时间等待粘接糊剂初期硬化。

（13）初期硬化后用牙周洁治器清理根帽周围，嘱患者一天之内勿咬硬物和粘物，直到粘接糊剂最终硬化。

（14）按扣附着体根帽粘接后即可戴入附着体覆盖义齿。

（15）磁性附着体根帽粘接后，在根帽（内含衔铁）之上放置配套的磁铁或磁性占位器，取印模。从印模中取出临时起占位器作用的磁铁并收藏好备用。

（16）灌制硬石膏成义齿的工作模型。制作局部义齿或全口义齿式覆盖义齿。

（17）磁铁待义齿制作完成并初戴合适一周后用重衬树脂连接到义齿中去。

（18）附着体的具体制作方法请参考有关文献和书籍。

磁性附着体粘接病例见图13-3～图13-7。

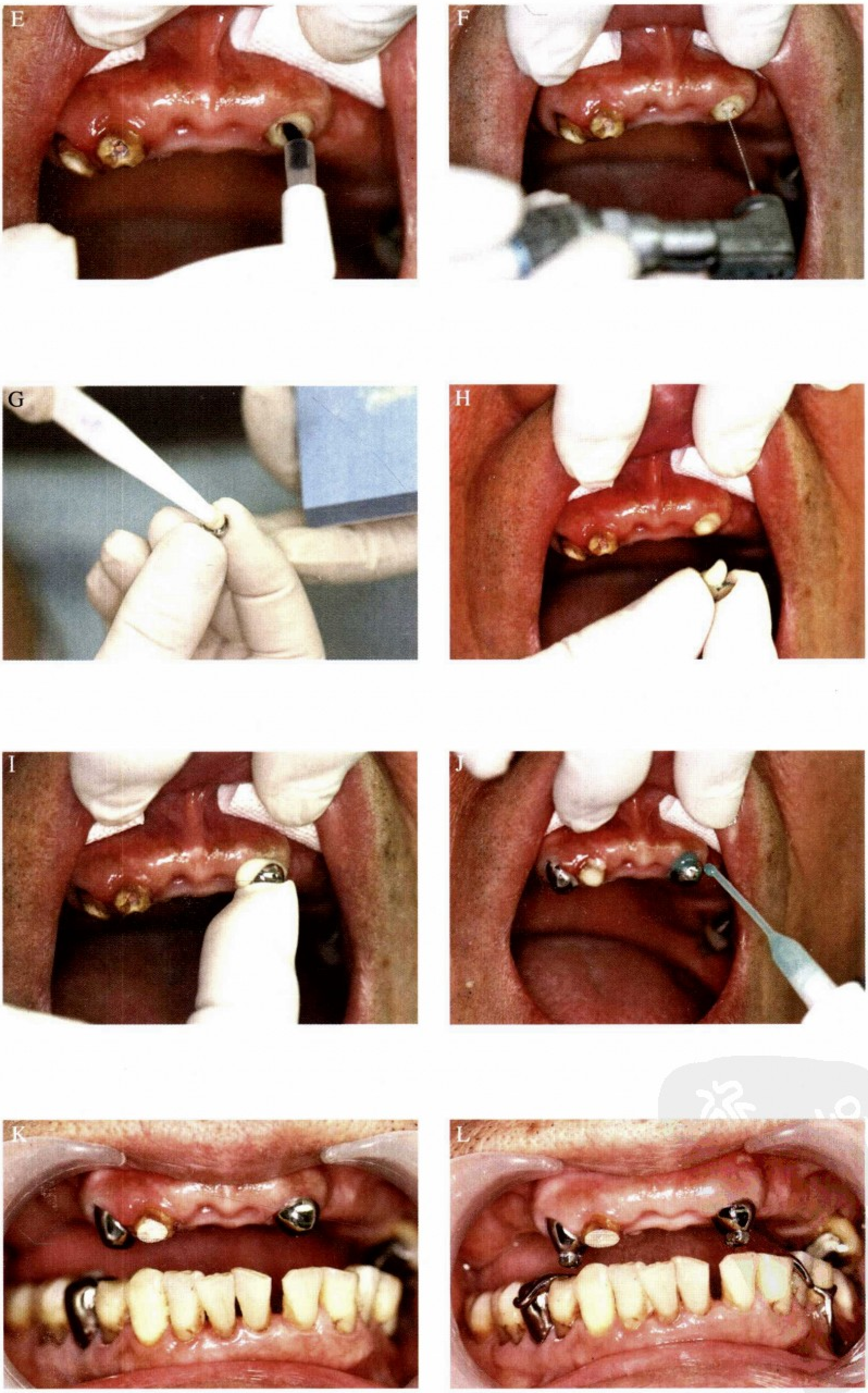








公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注


E
F
G
H
I
J
K
L

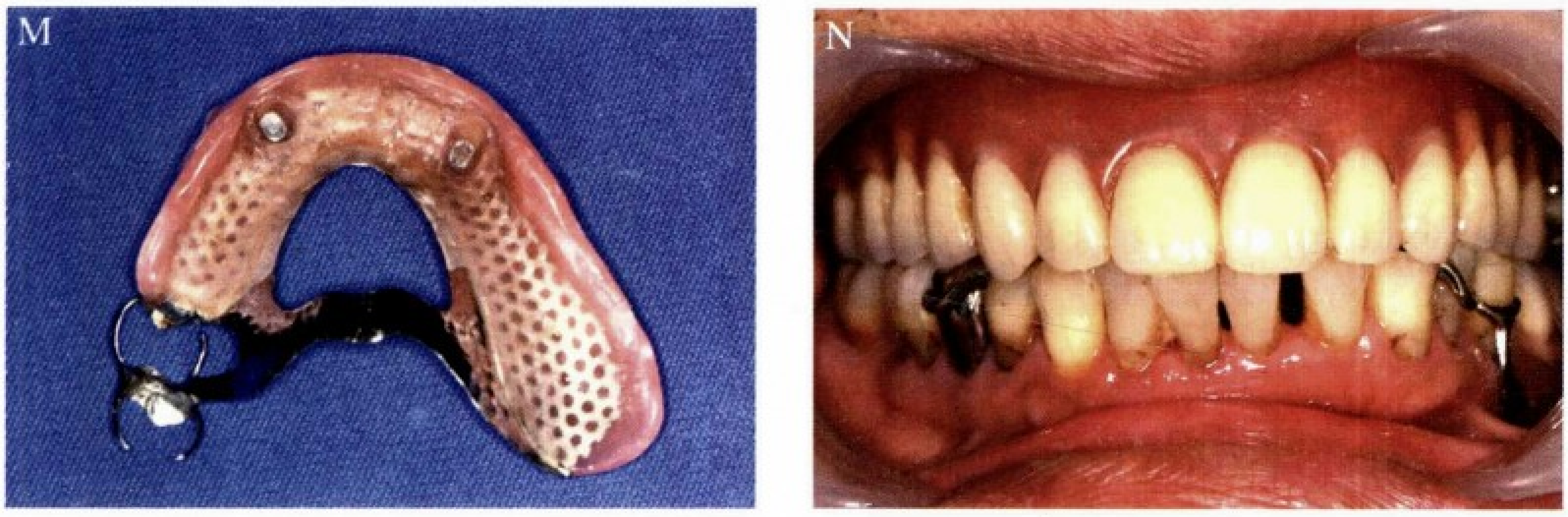


图 13-3 磁性附着体粘接病例（一）

A.少数余留牙，由于牙髓坏死已经过完善根管治疗。B. 在龈上 0.5mm 处截冠，选择两侧尖牙为附着体基牙。上颌右侧侧切牙根面准备充填。C.制作磁性附着体根帽，试戴后在确认了完全就位、边缘密合无悬突、外形良好后，取出准备粘接。将桩表面和根帽内面喷砂，清洗，吹干。D.根管内分别用酒精消毒，吹干，隔湿。用纸捻吸干根管内的水分。E.用小毛刷饱蘸自酸蚀牙本质处理剂，涂抹到根管内壁，深处毛刷不能到达部位用探针或小海绵棒送达。等待 30s，吹出多余处理剂，用纸捻吸干根管内。F.在调拌纸上挤出等量的树脂粘接材糊剂，均匀调拌后，用螺旋充填器在慢速下将粘接糊剂导入根管内。G.将树脂糊剂放置在桩的表面和根帽内面。H、I.将桩和根帽插入根管内达预备长度，根帽边缘完全和根面预备型贴合。用毛刷去除溢出的多余粘接糊剂。J、K.沿根帽边缘注射一圈防氧化剂，使树脂粘接糊剂的表面和空气接触部分充分硬化。再根据使用粘接剂的说明书要求时间等待粘接糊剂初期硬化。L.根帽粘接完成，在衔铁对应处放置磁铁。取模，制作覆盖义齿。M.用硬重衬树脂将磁铁固定在义齿组织面内。N.覆盖义齿戴牙后外观



公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

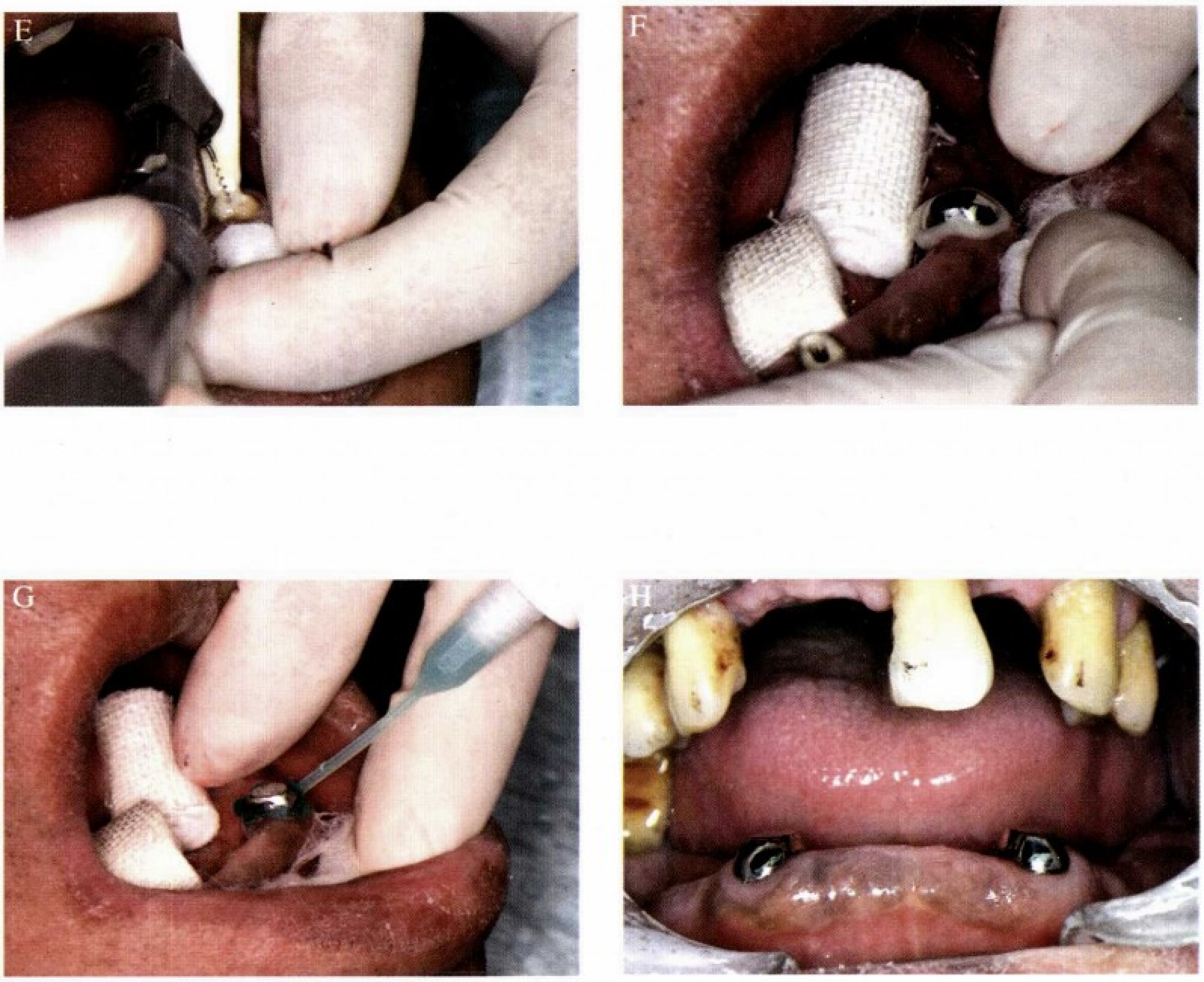
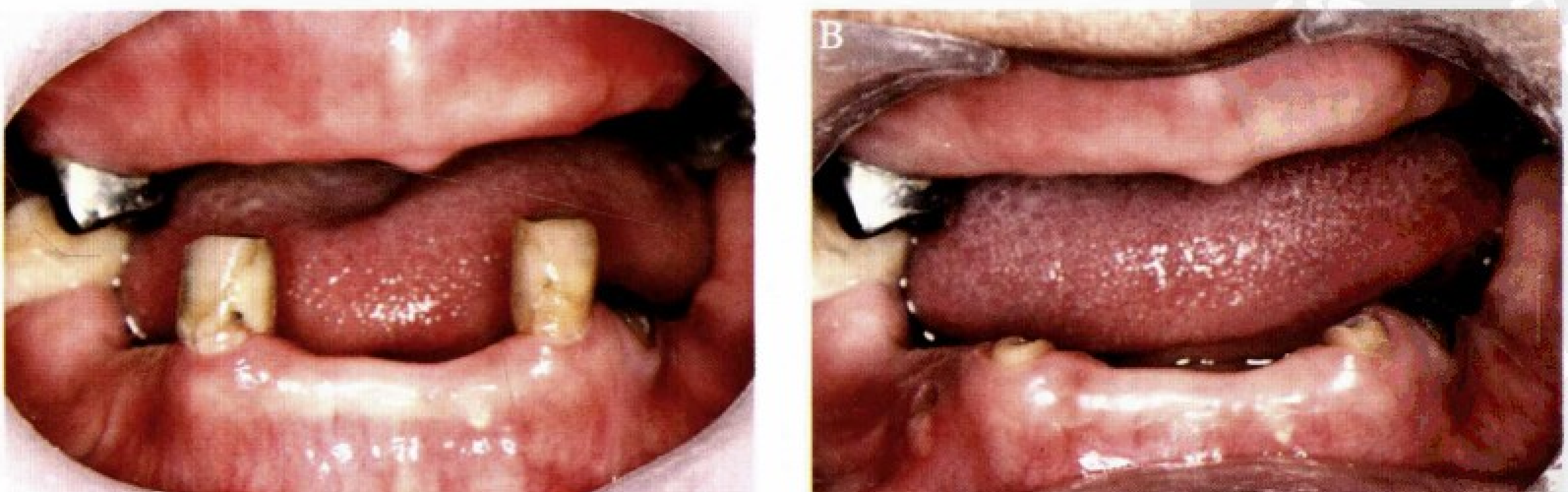
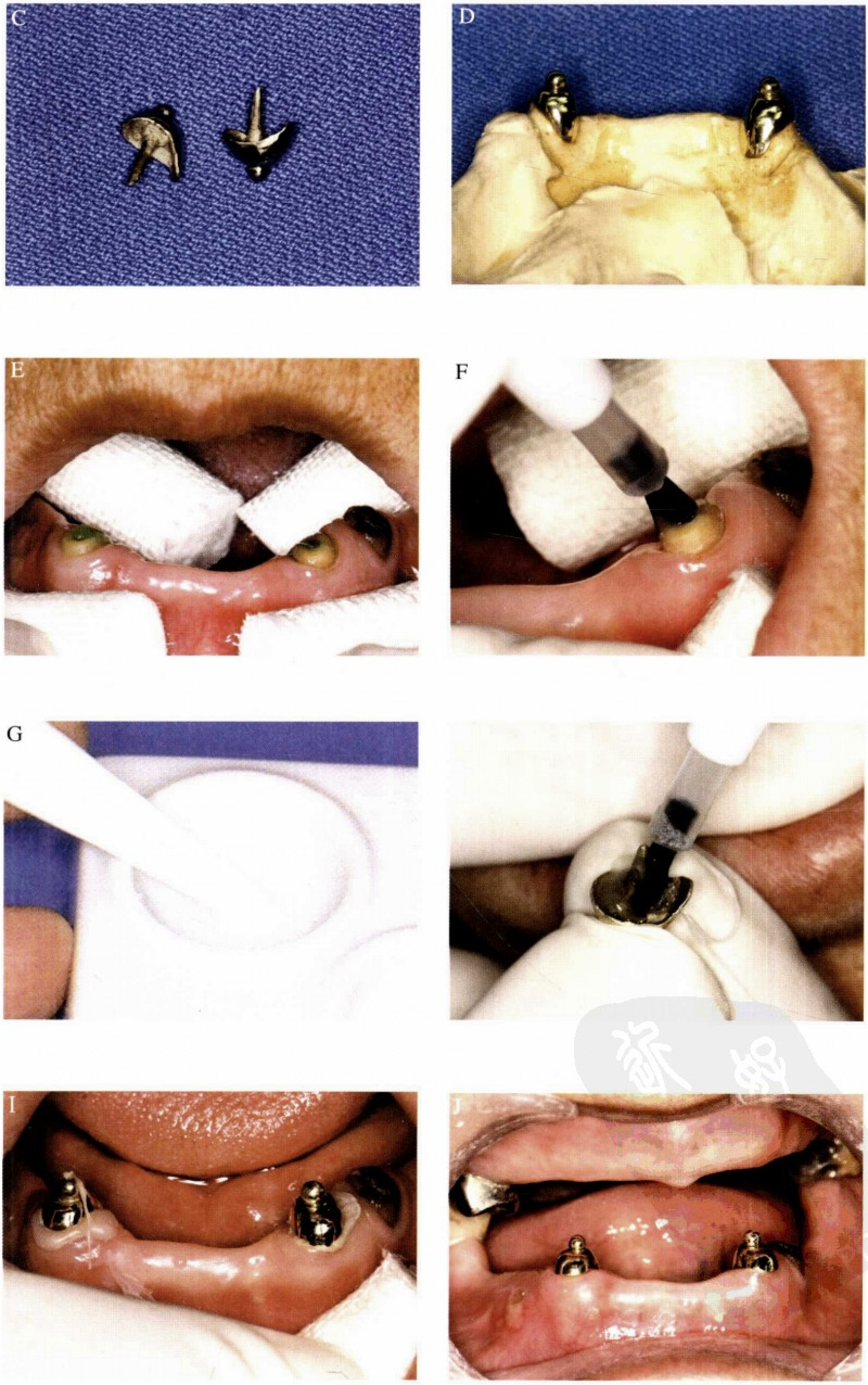


图 13-4 磁性附着体粘接病例（二）

A.下颌两侧尖牙作为磁性附着体的基牙，桩和根帽预备完成。B.制作磁性附着体根帽。C.根管内清洁干燥后，用小毛刷饱蘸自酸蚀牙本质处理剂（Panavia F），涂抹到根管内壁，深处毛刷不能到达部位用探针或小海绵棒送达。D.等待 30s，吹出多余处理剂，用纸捻吸干根管内。E.调和树脂粘接水门汀糊剂（Panavia F），用螺旋充填器在慢速下将粘接糊剂导入根管内。F.桩和根帽就位。根帽边缘完全和根面预备型贴合。用毛刷去除溢出的多余粘接糊剂。G.沿根帽边缘注射一圈防氧化剂。H.根帽粘接完成





公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注



图 13-5 精密型按扣附着体粘接病例（三）

A.下颌两侧尖牙经过完善根管治疗。B.基牙，预备完成桩和根帽准备做根帽附着体。C.制作金合金按扣附着体根帽。D.工作模型上的金合金按扣附着体根帽。E.根管内清洁干燥后，用棉捻饱蘸超级粘接剂（Superbond C&B）的牙本质表面处理剂（绿色处理剂），等待 20s 后冲洗吹干。F.调和单体液剂（4 滴）和催化剂（1 滴），用小毛刷饱蘸液剂，涂抹到根管内壁，深处毛刷不能到达部位用探针或小海绵棒送达。吹出多余液体。G.按照使用说明书要求的剂量调拌超级粘接剂（Superbond C&B）的粉剂和液剂（4 滴单体 +1 滴催化剂 +1 勺粉剂）。H.将粘接糊剂放置在根帽内面。I.用探针将粘接糊剂导入根管内后，将根帽就位。J.等待树脂粘接糊剂初步固化后，去除多余糊剂，清洁根面，完成粘接。K.在附着体之上制作覆盖义齿。将阴型金属帽粘接到义齿组织面内。L.戴牙后外观



二.可摘义齿金属支架上的粘接

1.钴铬合金基托的重衬 缺牙区牙槽嵴组织失去了牙根的生理性刺激后将发生持续性吸收。义齿在使用一段时间之后基托下出现和牙槽嵴组织的不密合，需要定期重衬。化学固化型聚甲基丙烯酸甲酯树脂是常用的义齿重衬材料。当需要重衬的义齿基托部位是丙烯酸树脂基托时，基托可以很容易地与重衬材料结合为一体，实现义齿的重衬。但是如果需要重衬的基托是金属基托，则由于金属和树脂不发生结合，重衬后树脂容易脱落。

这种情况可使用金属表面处理剂，使在金属基托上的树脂重衬成为可能。金属表面处理剂可以改变钴铬合金表面的粘接性能，增进树脂和原有金属基托的粘接。在重衬前，先用组织调节材料预衬，通过组织调节材料的组织面厚度，确认组织面和义齿基托之间的间隙大小。如果符合重衬要求，则清洁旧义齿的组织面，先涂沫非贵金属表面处理剂，吹干后，涂抹粘接剂，进行粘接性树脂的重衬。

2.金属支架上的加牙修理 进行金属表面处理从而增进树脂粘接的方法，也可用在金属支架局部义齿的加牙修理中。通常，金属支架可摘局部义齿的戴用者发生了余留牙的继续拔除或脱落，如果在缺牙间隙邻接处没有足够的树脂结构存在，加牙修理往往难以实现。使用金属表面处理剂，可在非贵金属的钴铬合金支架上增加树脂的粘接强度，在患者等待更换新的可摘局部义齿时，或在局部义齿制作过程中，只要缺牙区邻近处的金属支架上具有足够的粘接面积，即可通过金属粘接的方法在金属支架上添加人工牙对旧义齿进行修理。先将金属支架磨出一定的固位形和新鲜的粘接面，涂抹金属表面处理剂和粘接剂，再堆积粘接性树脂后，直接用硬树脂堆积形成人工牙或在粘接型树脂层之上加自固化树脂和塑料人工牙，树脂固化后，打磨、调磨咬合、抛光，即可完成义齿的修理。

3.粘接树脂恢复金属支架可摘局部义齿中的小牙缝 小间隙缺牙是较难取得良好修复效果的情况。通常可以考虑正畸合并小间隙、单端固定桥、邻牙瓷贴面关闭间隙等方法，如果伴有多数缺牙或游离端缺牙，可在可摘义齿修复时同时修复附近的小间隙。用可摘义齿修复时，如果按通常的方法在金属支架上排人工牙恢复间隙，则由于树脂牙过细或过薄容易造成牙面的脱落。

利用金属粘接剂和粘接性树脂直接在金属支架上堆积雕塑人工牙，可获得较长期的修复效果。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

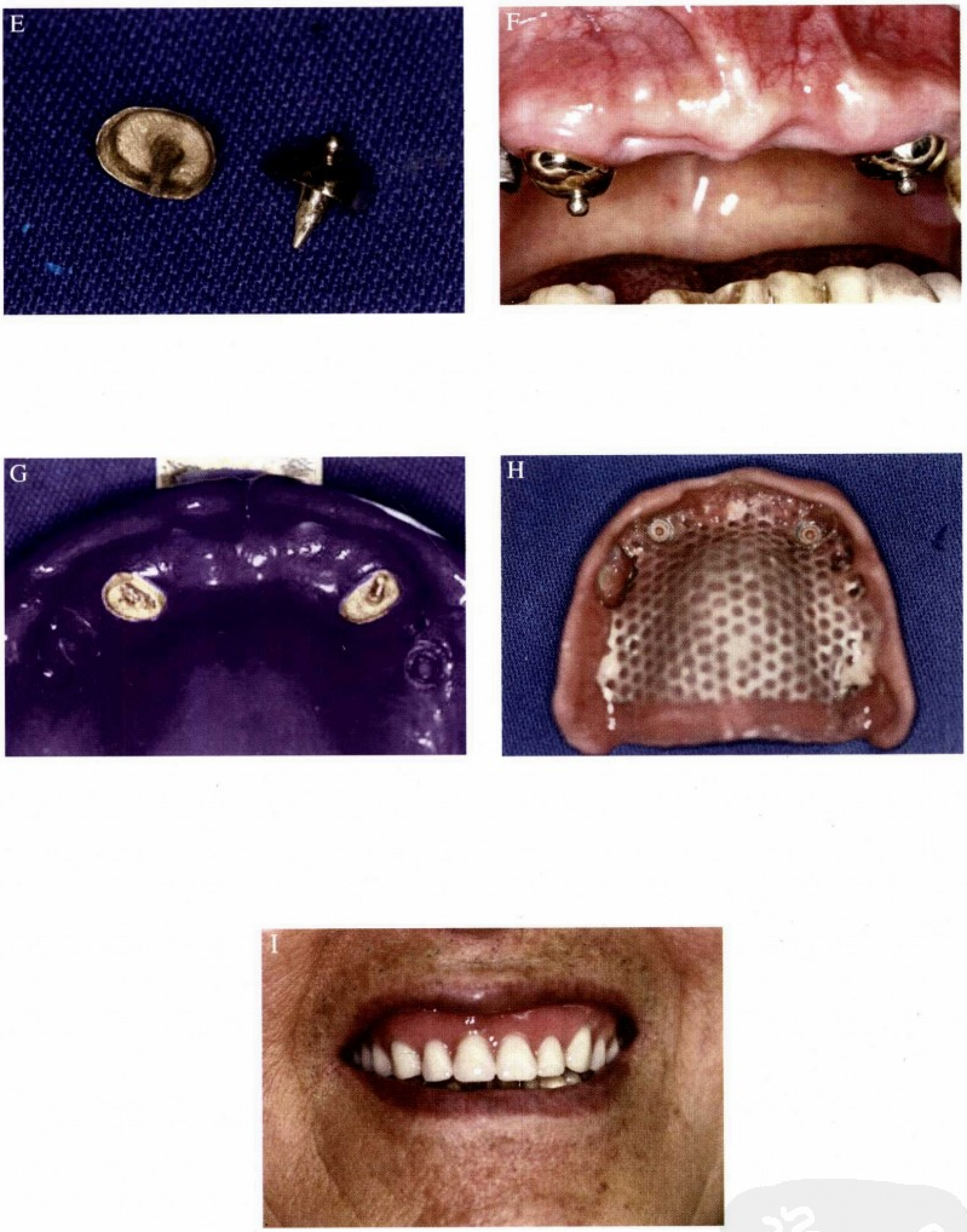


图 13-6　半精密型按扣附着体粘接病例（四）

A.初诊时口内情况。上颌双侧尖牙为残冠，双侧前磨牙处各有两个种植修复体，右侧上部结构不完整，左侧为自固化树脂的暂时冠。由于种植在外院植入，种植体类型不匹配，决定在现有基础上进行覆盖义齿修复。B.上颌两侧尖牙经过完善根管治疗后，在龈上 0.5mm 处截冠，进行桩和根帽的基牙预备。C～E.制作金合金按扣附着体根帽。F.根帽试戴，放置在根面 G.取模，根帽被带在硅橡胶印模内，灌制工作模型。取模前去除外形和密合度不良的原有自固化树脂暂时冠，H.制作覆盖义齿，义齿试戴 1 周，使用良好后，粘结金属根帽，并将金属外腔和塑料帽用化学固化树脂固定在义齿组织面内。I.戴牙后



图 13-7 A.过小牙间隙，人工牙面易脱落。在金属支架上制作人工牙支架和机械固位装置。B.在支架上涂抹金属表面处理剂和粘接剂。C.涂抹充分的遮色树脂层。D.用分层堆积的方法堆积复合树脂，完成人工牙外形

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

附录 市场上常见树脂粘接剂和树脂水门汀的类型和特点

附表1 常见树脂粘接剂

商品名	生产厂家	组成	粘接性单体	特点
可乐丽菲露 Cleaefil SE Bond	可乐丽 Kuraray	自酸蚀牙本质处理剂 Self-etching-primer 粘接剂	MDP	自酸蚀 牙髓安全性好
Clearfil Mega Bond	可乐丽 Kuraray	自酸蚀牙本质处理剂 self-etching-Primer 粘接剂 Bond	MDP	自酸蚀，两组份
Unifil Bond	GC	自酸蚀牙本质处理剂 Self-etching-primer 粘接剂	4-MET	自酸蚀，两组份
Imperva Bond	松风	37% 磷酸酸蚀剂 FB 牙本质处理剂 A,B Primer FB Bond 粘接剂	4 AET 4 AETA	表面处理剂 AB 液混合，三组份
Single Bond	3M	35% 磷酸酸蚀剂 单瓶装粘接剂 Single Bond	-	单组份粘接剂
Tokuso MacBond Ⅱ	德山 Tokuyama	Primer A、B 粘接剂	MAC 10	三组份
All Bond Ⅱ	Bisco	自酸蚀牙本质处理剂 Self-primer 粘接剂	-	自酸蚀，两组份
iBond	贺利氏 Heraeus	单胶囊粘接剂 格鲁玛脱敏剂 Gluma Desensitizer	-	单组份粘接剂

PDG

附表 2 **常见树脂水门汀**

商品名	生产厂家	组成	粘接性单体	特点
Panavia F Panavia 21 帕纳碧亚	可乐丽 Kuraray	ED Primer A、B 液 A、B 双糊剂水门汀（浅色、深色） 防氧化剂 OxyGuard 金属处理剂 Alloy Primer ED 凝胶 ED Gel	MDP	复合树脂类水门汀 自酸蚀、双重固化、耐久粘接强度高
Superbond C&B 超级粘接剂 C&B	日进 Sun Medical	红色牙釉质处理液 绿色牙本质处理液（10-3 溶液） 树脂聚合体粉末（透明、牙本质色） 液状单体 引发剂（TBB） 贵金属处理剂 V Primer 硅烷偶联剂 Porcelain D Liner	4-META	MMA/PMMA 类水门汀 化学固化、粉液型、流动性好、弹性好、牙髓安全性好、对各种材质尤其是金属修复体粘接强度高，用于松动牙固定、粘接义齿固定、近髓时的粘接效果良好
RelyX Unicem	3M	粉液隔离胶囊（Vita 色调）		复合树脂类水门汀 自酸蚀一体型粉液胶囊、混和需专用机器、双重固化、简化操作
ResiCem	松风	自酸蚀表面处理剂 Primer A,B 自调拌树脂水门汀糊剂（透明、牙本质色、遮色） 氧化铝氧化锆粘接 A Z Primer 瓷处理剂 Porcelain Primer 金属处理剂 Metal Link	4-AET	复合树脂类水门汀 简化操作，双重固化 氟缓释 首次拥有氧化物瓷表面处理剂
Variolink Veneer 瓷贴面套装	义获嘉伟瓦登特 Ivoclar Vivadent	37% 磷酸 硅烷偶联剂 表面处理剂 Primer 单瓶装粘接剂 试色糊剂（遮色、Vita 色调） 树脂水门汀糊剂（遮色、Vita 色调）		复合树脂类水门汀 双重固化 具有丰富的试色糊剂和水门汀糊剂

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

（续表）

商品名	生产厂家	组成	粘接性单体	特点
瓷贴面套装 Veneer 套装	3M	37% 磷酸 硅烷偶联剂 自酸蚀粘接剂 试色糊剂（遮色、Vita 色调） 树脂水门汀糊剂（遮色、Vita 色调）		复合树脂类水门汀 自酸蚀、简化操作
Link Max	GC	树脂水门汀糊剂 自酸蚀牙本质表面处理剂 Primer A、B 金属处理液 Metal Primer II 复合树脂处理剂 Composite Primer 红色牙	4 MET 4-AET	复合树脂类水门汀 自酸蚀、双重固化 粉液型（复合树脂类水门汀）、双重固化、
Chemiace II	日进 Sun Medical	釉质处理液 绿色牙本质处理液（10-3 溶液） 自调拌树脂糊剂（透明、牙本质色） 贵金属处理剂 V Primer 硅烷偶联剂 Porcelain D Liner	4-META	MMA/PMMA 类水门汀 双重固化，流动性好、弹性好、牙髓安全性好、对各种材质尤其是金属修复体粘接强度高

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

参考文献

1 日本接着齿学会.接着齿学.东京:医齿药出版株式会社,2002

2 陈治清,管利民.口腔粘接学,北京:北京医科大学中国协和医科大学联合出版社,1992

3 陈治清.口腔材料学,3 版.北京:人民卫生出版社,2003

4 徐恒昌.口腔材料学.北京:北京大学医学出版社,2005

5 R.W.卡恩,P.哈森,E.J.克雷默.材料学与技术丛书——医用与口腔材料.北京：科学出版社

6 Robert G,Graig J,Powers M.牙科修复材料学,11 版.赵信义,易超 译.世界图书出版公司,2006

7 William J. O'Brien. Dental Materials and Their Selection, Third Edition. Quintessence Publishing Co, Inc 2002

8 Jack L. Ferracane. Materials in Dentistry, Second Edition. Lippincott Willians & Wilkins,2001

9 The glossary of prosthodontic terms. J Prosthet Dent. ,2005, 94(1): 10-92

10 The glossary of prosthodontic terms. J Prosthet Dent.,1999, 81(1): 39-110

11 Carel L Davidson, Ivar A Mjor. Advances in Glass-Ionomer Cements. Quintessence Publishing Co, Inc ,1999

12 Leinfelder Karl F. Current developments in dentin bonding systems: Major progress found in today's products. The Journal of the American Dental Association. 1993, 124 (5):40

13 Nishitani Y, Yoshiyama M, Donnelly AM, et al. Effects of Resin Hydrophilicity on Dentin Bond Strength. Journal of Dental Research. 2006, 85 (11):1016-1021

14 Jorge Perdigao, Saulo Geraldeli, James S Hodges. Total-etch versus self-etch adhesive. The Journal of the American Dental Association. 2003,134(12):1621

15 卫晓霞 综述，杨四维 审校. 树脂加强型玻璃离子水门汀性能的研究现状. 国外医学口腔医学分册, 2005, 326:423

16 Swift EJ,Perdiago J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: A brief fistory and state of the art 1995, Quintessence Int, 1995, 26 :95-110

17 Kugel G, Ferrari M. The science of bonding: from first to sixth generation. JADA, 2000,131: 20-25

18 Marshall GW, Marshell SJ, Kinney JH, et al. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. J Dent, 1997, 25: 441-458

19 Ciucchi B, Bouillaguet S, Holz J, et al. Dentinal fliud dynamics in human teeth. In vivo. J Endod, 1995, 21: 191-194

20 Kanca J. Resin bonding to wet substrate. II. Bonding to Enamel. Quintessence Int, 1992, 23 :625-627

21 Gwinnett JA, Jendresen MD. Micromorphologic features of cervical erosion after acid conditioning and its relation with composite resin. J Dent Res, 1978, 57: 543-547

22 Nakabayashi N, Ashizawa M, Nakamura M. Identification of a resin-dentin hybrid layer in vital human dentin created in vivo: durable bonding to vital dentin. Quintessene Int, 1992, 23: 135-141

23 Pashley DH, Tao L, Boyd L,et al. Scanning electron microscopy of the substructure of smear layers. Arch Oral Biol, 1988, 33: 265-270

24 McGuckin RS, Powers JM, Li L. Bond strengths of dentinal bonding systems to enamel and dentin. Quintessene Int, 1994, 25:791-796

25 Kanca J. Resin bonding to wet substrate. I. Bonding to dentin. Quintessene Int, 1992, 23:39-41

26 Swift EJ, Perdiago J, Heymann HO. Enamel bonding strengths of "one bottle" adhesive. Pediatr Dent, 1998, 20: 259-262

27 Watanabe I, Nakabayashi N, Pashley DH. Bonding to ground dentin by a phenyl-p self-etching primer. J Dent Res, 1994, 73: 1212-1220

28 Hayakawa T, Kikutake K, Nemoto K. Influence of self-etching primer treatment on the adhesion of resin composite to polished dentin and enamel. Dent Mater, 1998, 14:99-105

29 Sano H, Yoshikawa T, Pereira PNR, et al. Long-term durability of dentin bonds made with a self-etching primer, in vivo. J Dent Res, 1999, 78: 906-911

30 吉田圭一,舟木和纪,等. 各种粘固用水门汀的诸种性质. J Jpn Prosthodont Soc, 1995, 39:35-40

31 吉田圭一,舟木和纪,等.市售粘接性树脂水门汀的机械性质和牙与贵金属合金的粘接强度.齿科材料/器械, 1994, 13(6): 529-536

32 会田雅启. 我的选择——牙质和粘接性.DE,2001,137:5-10

33 Programs of the IADR/AADR/CADR 85th General Session, March 21-24, 200733

34 Nor JE, FeigalRJ ,Dennison JB ,Edwards CA. Dentin bonding: SEM comparison of the resin-dentin interface in primary and permanent teeth. J Dent Res, 1996 ,75(6): 1396-1403

35 Antoniadou M,Kern M,Strub JR. Effect of a new metal primer on the bond strength between a resin cement and two high-noble alloys. J Prosthet Dent. 2000 , 84(5): 554-560

36 Miyazaki M, Onose H,Moore BK. Analysis of the dentin-resin interface by use of laser Raman spectroscopy. Dent Mater,2002 ,18(8): 576-580

37 Griffiths BM, Watson TF,Sherriff M. The influence of dentine bonding systems and their handling characteristics on the morphology and micropermeability of the dentine adhesive interface. J Dent,1999, 27(1): 63-71

38 Armstrong SR, Boyer DB,Keller JC,Park JB.Effect of hybrid layer on fracture toughness of adhesively bonded dentin-resin composite joint. Dent Mater,1998 , 14(2): 91-98

39 Ferrari M,Cagidiaco MC,Davidson CL.Resistance of cementum in Class II and V cavities to penetration by an adhesive system. Dent Mater,1997 ,13(3): 157-162

40 Al-Ehaideb A,Mohammed H.Shear bond strength of "one bottle" dentin adhesives. J Prosthet Dent,2000 , 84(4): 408-412

41 Eick JD,Gwinnett AJ,Pashley DH,Robinson SJ. Current concepts on adhesion to dentin. Crit Rev Oral Biol Med,1997,8(3): 306-335

42 Sano H,Yoshikawa T,Pereira PN,Kanemura N,Morigami M,Tagami J,Pashley DH.Long-term durability of dentin bonds made with a self-etching primer, in vivo. J Dent Res,1999,78(4): 906-911

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

43 Takahashi A,Sato Y,Uno S,Pereira PN,Sano H. Effects of mechanical properties of adhesive resins on bond strength to dentin. Dent Mater,2002 ,8(3): 263-268

44 Shimada Y,Kikushima D,Tagami J. Micro-shear bond strength of resin-bonding systems to cervical enamel. Am J Dent,2002 ,15(6): 373-377

45 Helvatjoglu-Antoniades M,Koliniotou-Kubia E,Dionyssopoulos P. The effect of thermal cycling on the bovine dentine shear bond strength of current adhesive systems. J Oral Rehabil,2004,31(9): 911-917

46 Nakajima M,Okuda M,Ogata M,Pereira PN,Tagami J,Pashley DH.The durability of a fluoride-releasing resin adhesive system to dentin. Oper Dent,2003 , 28(2): 186-192

47 Foxton RM,Nakajima M,Tagami J,Miura H. Bonding of photo and dual-cure adhesives to root canal dentin. Oper Dent,2003,28(5): 543-551

48 Schmitt DC,Lee J. Microleakage of adhesive resin systems in the primary and permanent dentitions. Pediatr Dent,2002,24(6): 587-593

49 Ponnaappa KC,Rao RN. Shear bond strength of 4th & 5th generation dentin bonding agents in the presence and absence of moisture. An in vitro study. Indian J Dent Res,2002,13(3-4): 147-157

50 Foxton RM,Nakajima M,Tagami J,Miura H. Adhesion to root canal dentine using one and two-step adhesives with dual-cure composite core materials. J Oral Rehabil,2005,32(2): 97-104

51 Bishara SE,Oonsombat C,Soliman MM,Warren JJ,Laffoon JF,Ajlouni R. Comparison of bonding time and shear bond strength between a conventional and a new integrated bonding system. Angle Orthod,2005,75 (2): 237-242

52 Sato M,Miyazaki M. Comparison of depth of dentin etching and resin infiltration with single-step adhesive systems. J Dent,2005, 33(6): 475-484

53 Pilecki P,Stone DG,Sherriff M,Watson TF. Microtensile bond strengths to enamel of self-etching and one bottle adhesive systems. J Oral Rehabil. 2005,32(7): 531-540

54 Goracci C,Cury AH,Cantoro A,Papacchini, F,Tay FR,Ferrari M. Microtensile bond strength and interfacial properties of self-etching and self-adhesive resin cements used to lute composite onlays under different seating forces. J-Adhes-Dent,2006,8(5): 327-335

55 Diaz-Arnold A,Keller JC,Wightman JP,Williams VD. Bond strength and surface characterization of a Ni-Cr-Be alloy. Dent Mater,1996,12(1): 58-63

56 Della-Bona A,Anusavice KJ,Hood JA. Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. Int J Prosthodont,2002,15(3): 248-253

57 Antoniadou M,Kern M,Strub JR .Effect of a new metal primer on the bond strength between a resin cement and two high-noble alloys. J Prosthet Dent,2000 ,84(5): 554-560

58 Morohoshi Y,Inoue T,Shimono M.Influences of 4-meta/MMA-TBB adhesive resin on osteodentinogenesis of transplanted rabbit dental pulp in vivo: immunohistochemical and electronmicroscopic studies. Bull Tokyo Dent Coll,1999 ,40(3): 129-138

59 Medina VO 3rd,Shinkai K,Shirono M,Tanaka N,Katoh Y. Histopathologic study on pulp response to single-bottle and self-etching adhesive systems. Oper-Dent,2002,27(4): 330-342

60 Sensat ML,Brackett WW,Meinberg TA,Beatty MW.Clinical evaluation of two adhesive composite cements for the suppression of dentinal cold sensitivity. J Prosthet Dent,2002,88(1): 50-53

61 Dorminey JC,Dunn WJ,Taloumis LJ. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with a modified 1-step etchant-and-primer technique. Am J Orthod Dentofacial Orthop,2003,124(4): 410-413

62 林宝山,姜婷,孔宁华.冷热循环机械载荷咀嚼模拟疲劳试验机的研制及标定.北京口腔医学,2006,14(2):132-134

63 姜婷,林宝山.传统型与微型固位体粘接固定义齿的粘接耐久性试验研究.实用口腔医学杂志,2006,22(6):783-786

64 林宝山,姜婷,孔宁华.不同粘接系统粘接Ni-Cr合金与牛牙釉质的疲劳破坏研究.现代口腔医学杂志,2007,(2): 173-179

65 Fokkinga WA,Kreulen CM,Le-Bell-Ronnlof AM. In vitro fracture behavior of maxillary premolars with metal crowns and several post-and-core systems. Eur J Oral Sci,2006 ,114(3): 250-256

66 Creugers NH,Mentink AG,Fokkinga WA,Kreulen CM. 5-year follow-up of a prospective clinical study on various types of core restorations. Int J Prosthodont. 2005,18(1): 34-39

67 Balkenhol M,Wostmann B,Rein C,Ferger P.Survival time of cast post and cores: a 10-year retrospective study. J Dent,2007,35(1): 50-58

68 Qing H,Zhu Z,Chao Y,Zhang W. In vitro evaluation of the fracture resistance of anterior endodontically treated teeth restored with glass fiber and zircon posts. J Prosthet Dent,2007 ,97(2): 93-98

69 Salvi GE,Siegrist-Guldener BE,Amstad T,Joss A,Lang NP. Clinical evaluation of root filled teeth restored with or without post-and-core systems in a specialist practice setting. Int Endod J,2007,40(3): 209-215

70 Goncalves LA,Vansan LP,Paulino SM,Sousa-Neto MD.Fracture resistance of weakened roots restored with a transilluminating post and adhesive restorative materials.J Prosthet Dent,2006,96(5): 339-344

71 Jung RE,Kalkstein O,Sailer I,Roos M,Hammerle CH. A comparison of composite post buildups and cast gold post-and-core buildups for the restoration of nonvital teeth after 5 to 10 years. Int J Prosthodont,2007,20(1): 63-69

72 Gu XH,Kern M.Fracture resistance of crowned incisors with different post systems and luting agents. J Oral Rehabil,2006,33(12): 918-923

73 Gegauff AG.Effect of crown lengthening and ferrule placement on static load failure of cemented cast post-cores and crowns.J Prosthet Dent,2000,84(2): 169-179

74 Ferrari M,Vichi A,Garcia-Godoy F.Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. Am J Dent,2000 ,13(Spec No): 15B-18B

75 Heydecke G,Butz F,Hussein A,Strub JR.Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems.J Prosthet Dent,2002,87(4): 438-445

76 Eskitascioglu G,Belli S,Kalkan M. Evaluation of two post core systems using two different methods (fracture strength test and a finite elemental stress analysis). J Endod,2002,28(9): 629-633

77 Pontius O,Hutter JW. Survival rate and fracture strength of incisors restored with different post and core systems and endodontically treated incisors without coronoradicular reinforcement. J Endod. 2002,28(10): 710-715

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

78 Pilo R,Cardash HS,Levin E,Assif D.Effect of core stiffness on the in vitro fracture of crowned, endodontically treated teeth. J Prosthet Dent,2002,88(3): 302-306

79 Al-Wahadni A,Gutteridge DL.An in vitro investigation into the effects of retained coronal dentine on the strength of a tooth restored with a cemented post and partial core restoration. Int Endod J,2002 ,35(11): 913-918

80 Bolhuis HPB,De Gee AJ,Feilzer AJ,Davidson CL.Fracture strength of different core build-up designs. Am J Dent,2001,14(5): 286-290

81 Butz F,Lennon AM,Heydecke G,Strub JR.Survival rate and fracture strength of endodontically treated maxillary incisors with moderate defects restored with different post-and-core systems: an in vitro study. In J Prosthodont,2001,14(1): 58-64

82 Fokkinga WA,Kreulen CM,Vallittu PK,Creugers NH.A structured analysis of in vitro failure loads and failure modes of fiber, metal, and ceramic post-and-core systems. Int J Prosthodont,2004 ,17(4): 476-482

83 Michalakis KX,Hirayama H,Sfolkos J,Sfolkos K. Light transmission of posts and cores used for the anterior esthetic region. Int J Periodontics Restorative Dent,2004,24(5): 462-469

84 Bolhuis HP,de Gee AJ,Pallav P,Feilzer AJ.Influence of fatigue loading on the performance of adhesive and nonadhesive luting cements for cast post-and-core buildups in maxillary premolars. Int J Prosthodont. 2004,17(5): 571-576

85 Zhi Yue L,Yu Xing Z.Effects of post-core design and ferrule on fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors.J Prosthet Dent,2003 ,89(4): 368-373

86 Hu YH,Pang LC,Hsu CC,Lau YH.Fracture resistance of endodontically treated anterior teeth restored with four post-and-core systems. Quintessence Int. 2003,34(5): 349-353

87 Gilmour AS, Ali A. Clinical performance of resin-retained fixed partial dentures bonded with a chemically active luting cement. J Prosthet Dent,1995,73(6): 569-573

88 Berekally TL, Smales RJ. A retrospective clinical evaluation of resin-bonded bridges inserted at the Adelaide Dental Hospital. Aust Dent J ,1993,38(2): 85-96.

89 De Kanter RJ, Creu gers NH, Verzijden CW, Van't Hof MA. A five-year multi-practice clinical study on posterior resin-bonded bridges. J Dent Res ,1998,77(4): 609-614

90 Djemal S, Setchell D, King P, Wickens J. Long-term survival characteristics of 832 resin-retained bridges and splints provided in a post-graduate teaching hospital between 1978 and 1993. J Oral Rehabil ,1999,26(4): 302-320

91 el-Mowafy O, Rubo MH. Resin-bonded fixed partial dentures--a literature review with presentation of a novel approach. Int J Prosthodont ,2000,13(6): 460-467

92 Chang JC, Hurst TL, Hart DA, Estey AW. 4-META use in dentistry: a literature review. : J Prosthet Dent, 2002,87(2): 216-224

93 Krabbendam CA, Davidson CL, Hansson TL. Analternative method of tooth replacement. Quintessence Internatioal, 18(2): 139-144

94 el-Mowafy O, Rubo MH. Retention of a posterior resin-bonded fixed partial denture with a modified design:

an in vitro study. Int J Prosthodont ,2000,13(5): 425-431

95 Dansen KA, Wolke JGC, Keltjens HMA, Kreulen CM, Creugers NHJ. In-vitro shear force resistance of CBW anchors. J Dent Res,2000, 79 (IADR abstracts 961): 264

96 Toru Nikaido, Masaomi Ikeda, Richard M. Foxton, Junji Tagami. A direct composite fixed partial denture fabricated using a wax mock-up technique: A clinical report. Int Chin J Dent ,2005,5:65-70

97 Vallittu PK. Survival rates of resin-bonded, glass fiber-reinforced composite fixed partial dentures with a mean follow-up of 42 months: A pilot study. J Prosthetic Dent, 2004, 91 (3): 241-246

98 Botelho MG,Dyson JE. Long-span, fixed-movable, resin-bonded fixed partial dentures: a retrospective, preliminary clinical investigation. Int J Prosthodont,2005,18(5): 371-376

99 Botelho MG,Nor LC,Kwong HW,Kuen BS.Two-unit cantilevered resin-bonded fixed partial dentures--a retrospective, preliminary clinical investigation. Int J Prosthodont,2000 ,13(1): 25-2899

100 Audenino G,Giannella G,Morello GM,Ceccarelli M,Carossa S,Bassi F.Resin-bonded fixed partial dentures: ten-year follow-up. Int J Prosthodont,2006,19(1): 22-23

101 Ries S,Wolz J,Richter EJ.Effect of design of all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures on clinical survival rate.Int J Periodontics Restorative Dent,2006 ,26(2): 143-149

102 Kern M Clinical long-term survival of two-retainer and single-retainer all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures. Quintessence Int, 2005,36(2): 141-147

103 Corrente G,Vergnano L,Re S,Cardaropoli D,Abundo R.Resin-bonded fixed partial dentures and splints in periodontally compromised patients: a 10-year follow-up. Int J Periodontics Restorative Dent,2000,20 (6): 628-636

104 Vallittu PK.Survival rates of resin-bonded, glass fiber-reinforced composite fixed partial dentures with a mean follow-up of 42 months: a pilot study.J Prosthet Dent,2004,91(3): 241-246

105 Ketabi AR,Kaus T,Herdach F,Groten M,AxmannKrcmar D, Probster L, Weber H. Thirteen-year follow-up study of resin-bonded fixed partial dentures. Quintessence Int,2004,35(5): 407-410

106 Zalkind M,Ever Hadani P,Hochman N. Resin-bonded fixed partial denture retention: a retrospective 13-year follow-up. J Oral Rehabil,2003,30(10): 971-917

107 Quirynen M,Mongardini C,Lambrechts P,De-Geyseleer C,Labella R,Vanherle G,van Steenberghe D.A long-term evaluation of composite-bonded natural/resin teeth as replacement of lower incisors with terminal periodontitis. J Periodontol,1999,70(2): 205-212

108 Dummer PM, Gidden J. The Maryland bridge: a useful modification. J Dent ,1986,14: 42-43

109 Clyde JS, Boyd 109 T. The etched cast metal resin-bonded (Maryland) bridge: a clinical review. J Dent,1988, 16: 22-26

110 Corrente G, Vergnano L, Re S, Cardaropoli D, Abundo R. Resin-bonded fixed partial dentures and splints in periodontally compromised patients: a 10-year follow-up. Int J Periodontics Restorative Dent ,2000, 20: 628-636

111 Gilmour AS, Ali A. Clinical performance of resin-retained fixed partial dentures bonded with a chemically active luting cement. J Prosthet Dent,1995,73:569-573

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

112 Berekally TL, Smales RJ. A retrospective clinical evaluation of resin-bonded bridges inserted at the Adelaide Dental Hospital. Aust Dent J ,1993,38: 85-96

113 De Kanter RJ, Creu gers NH, Verzijden CW, Van't Hof MA. A five-year multi-practice clinical study on posterior resin-bonded bridges. J Dent Res ,1998,77:609-614

114 Djemal S, Setchell D, King P, Wickens J. Long-term survival characteristics of 832 resin-retained bridges and splints provided in a post-graduate teaching hospital between 1978 and 1993. J Oral Rehabil ,1999,26: 302-320

115 el-Mowafy O, Rubo MH. Resin-bonded fixed partial dentures--a literature review with presentation of a novel approach. Int J Prosthodont ,2000,13:460-467

116 Chang JC, Hurst TL, Hart DA, Estey AW. 4-META use in dentistry: a literature review. J Prosthet Dent, 2002,87:216-224

117 Perdigao J, Frankenberger R, Rosa BT, Breschi L. New trends in dentin/enamel adhesion. Am J Dent,2000, 13:25D-30D

118 Behr M, Leibrock A, Stich W, Rammelsberg P, Rosentritt M, Handel G. Adhesive-fixed partial dentures in anterior and posterior areas. Results of an on-going prospective study begun in 1985. Clin Oral Investig , 1998,2: 31-35

119 el-Mowafy O, Rubo MH. Retention of a posterior resin-bonded fixed partial denture with a modified design: an in vitro study. Int J Prosthodont ,2000,13:425-431

120 Creugers NH, De Kanter RJ. Patients' satisfaction in two long-term clinical studies on resin-bonded bridges. J Oral Rehabil ,2000,27:602-607

121 Keltjens HMA, Creugers NHJ. In vitro Resistance of a Novel Miniature Anchor System for Tooth Replacement against Loading (in press.). I.A.D.R. (International Association Dental Research), Kongre? vortrag Nizza, 1997

122 Dunne S, Millar B. The relationship between Universal Dental Anchorage System (UDA) pins and the dental pulp chamber - in vitro. Prim Dent Care ,1998, 1: 29-31

123 Rashid SA, Al-Wahadni AM, Hussey DL. The periodontal response to cantilevered resin-bonded bridgework. J Oral Rehabil ,1999,26: 912-917

124 Naert IE, Bevers L, Nijs L. A clinical study of an intracoronal fixed partial denture attachment system. Quintessence Int ,1993,24(6): 397-403

125 Shillingburg HT Jr, Hobo S, Whitsett LD. Fundamentals of Fixed Prosthodontics, 3rd ed. Chicago, IL: Quintessence Publishing Co,1997: 139-151,365-400

126 California Dental Association. CDA quality evaluation for dental care. Guidelines for the assessment of clinical quality and professional performance. Los Angeles: CDA, 1977

127 Valderhaug J. A 15-year clinical evaluation of fixed prosthodontics. Acta Odontol Scand ,1991, 49:35-40

128 Dumfahrt H, Schaffer H. Porcelain laminate veneers. A retrospective evaluation after 1 to 10 years of service: part II- clinical results. Int J Prosthodont ,2001,13:9-18

129 姜婷,洪伟,张庆辉.固位钉式无冠粘接固定义齿(CBW)的临床应用研究.实用口腔医学杂志,2004,20

(6):665-669

130 Jiang T, Hong W, ZhangQH. Two-year clinical trial of resin-bonded fixed partial dentures incorporating novel attachments. Int J Prosthodont,2005,18 (3): 225-231

131 徐恒昌.口腔材料学. 北京:北京大学医学出版社,2005

132 Mjor IA. Biologic assessment of restorative dental materials: interrelationship of biologic and technologic properties. Operative Dentistry ,1978,3:9-13

133 刘晓亮.体外细胞毒性实验评价齿科材料的现状及展望.口腔材料器械杂志,1998,7(1):26

134 吕小迎,薛淼,徐淑卿.一种评价牙科和生物材料细胞毒性的有效方法 125I-UdR 释放法.口腔材料器械杂志,1997,6(1):5

135 Cehreli ZC,Turgut M,Olmez S,Dagdeviren A,Atilla P. Short term human primary pulpal response after direct pulp capping with fourth-generation dentin adhesives. J Clin Pediatr Dent,2000, 25(1): 65-71

136 Schedle A, Franz A,Rausch-Fan X,et al. Cytotoxicity effects of dental composites, adhesive substances, composers and cements. Dental Material, 1998,14:429-440

137 Hashieh IA, Cosset A, Franquin JC,et al. In vitro cytotoxicity of one-step dentin bonding system. Journal of Endodontics, 1999,25:89-91

138 Kaga M, Noda M, Ferracane ,et al.The in vitro cytotoxicity of eluates from dentin bonding resins and their effect on tyrosin phosphorylation of L929 cells. Dental Materials, 2001,17:333-339

139 de Souza Costa CA, Vaeten MA, Edwards CA, et al. Cytotoxic effects of current dental adhesive system on immortalized odontoblast cell line MDPC-23. Dental Materials,1999,15:434-441

140 Arenholt-Bindslev D, Bleeg H. Characterization of two types of human oral fibroblasts with a potential application to cellular toxicity studies: tooth pulp fibroblasts and buccal mucosa fibroblasts. Int Endod J , 1990,23:84

141 Sep S, Kumkel A, Ronge K, Heidemann D. Cytotoxicity of modern dentin adhesives: in vitro testing on gingival fibroblasts. Journal of Biomedical Materials Research (Applied Biomaterials), 2002,63:53-60

142 Huang FM, Chou MY, Chang YC. Dentin bonding agents induce c-fos, c-jun protooncogenes expression in human gingival fibroblasts. Biomaterials(in press),2002a

143 Holley RW. Control of growth of mammalian cells in cell culture. Nature, 1975,258:478-490

144 Lechner JF, Kaighn ME. Reduction of the calcium requirement of normal human epithelial cells by EGF. Experimental Cell Research, 1979,121:432-435

145 FeigalRJ,Yesilsoy C,MESSER HH,et al.Differential sensitivity of normal human pulp and transformed mouse fibroblasts to cytotoxic challenge. Archive of Oral Biology, 1985,30:609-613

146 Hensten-Pettersen A, Helgeland K. Sensitivity of different human cell lines in the biologic evaluation of dental resin-based restorative materials. Scand J Dent Res, 1981,89:102

147 Feigal RJ,Yesilsoy C,Messer HH,et al.Differential sensitivity of normal human pulp and transformed mouse fibroblasts to cytotoxic challenge. Archs Oral Biol, 1985,30(8):609

148 Huang FM, Chang YC. Cytotoxicity of dentine-bonding agents on human pulp cells in vitro. International Endodontic Journal ,2002,35:905-909

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

149 Haustveit G,Torheim B,Fystro D,et al.Toxicity testing of medical device materials tested in human tissue cultures. Biomaterials, 1984,5:75-80

150 Yesilsoy C, Feigal RJ. Effects of endodontic materials on cell viability across standard pore size filters. Journal of Endodontics, 1985,11:401-407

151 Chang YC, Huang FM, Cheng MH ,et al. In vitro evaluation of the cytotoxicity and gentoxicity of root canal medicines on human pulp fibroblasts. Journal of Endodontics, 1998,24:604-606

152 Chang YC, Tai KW, Huang FM, et al. Cytotoxic and nongenotoxic effects of phenolic compounds in human pulp cell cultures. Journal of Endodontics,2000,26:440-443

153 Kasagui S,Hasefawa N,Ogura H. Application of the MTT colorimetric assay to measure cytotoxic effects of phenolic compounds on established rat dental pulp cells.J Dent Res, 1991,70(2):127

154 Wataha JC, Craig RG, Hanks CT. The release of elements of dental casting alloys into cell-culture medium. J Dent Res, 1991,70(6):1014-1018

155 Tyas MJ. Amethod for in vitro toxicity testing of dental restorative materials.J Dent Res 1977,56:D119

156 Bouillaguet S, Virgillito M, Wataha J, et al. The influence of dentine permeability on cytotoxicoty of four dentine bonding systems in vitro.J Oral Rehabil ,1998,25(1):45-51

157 WEIS K, Schmalz G, Hiller KA.Perfusion through bovine dentine. J Dent Res ,1992,71:559

158 Hanks CT, Wataha JC, Zhilin Sun. In vitro models of biocompatibility:A review. Dent Mater, 1996,12(3): 186-193

159 Jogren G, Sletten G, Dahl JE. Cytotoxicity of dental alloys, metals, and ceramics assessed by Millipore filter, agar overlay, and MTT tests. J prosthet Dent, 2000,84(2):229-236

160 吕晓迎,Kapper KF.牙科材料细胞毒性评定的新方法(MTT).中华口腔医学杂志,1995,30(6):377-379

161 Wataha JC, Malcolm CT, Hanks CT. Correlation between cytotoxicity and Elements released by Dental Casting Alloys. Int J Prothodont, 1995,8(1):9-14

162 Heuff G, Steenbergen JJ, Van de Loosdrecht AA,et al. Isolation of cytotoxic Kupffer cells by a modified enzymatic assay: a methodological study. J Immunol Methods, 1993,1599（1-2）：115-123

163 李俊,樊明文,陈智.牙髓-牙本质复合体. 国外医学口腔医学分册,2001,28(2):117-119

164 Nakabayashi N. Resin reinforced dentin duo to infiltration of monomers into the dentin at the adhesive interface. J Jpn Dent Mater,1982,1:78-81

165 Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. J Biomed Mater Res,1982,16(3):265-267

166 Nakabayashi N. Bonding of restorative materials to dentine: the present status in Japan. Int Dent J,1985, 35(2):145-154

167 Nakabayashi N, Ashizawa M, Nakamura M. Identification of a resin-dentin hybrid layer in vital human dentin created in vivo: durable bonding to vital dentin. Quintessence Int,1992,23(2):135-141

168 Van Meerbeek, Dhem A, Goret Nicaise M, et al. Comparative SEM and TEM examination of the ultrastructure of the resin-dentin interdiffusion zone. J Dent Res,1993,72(2):495-501

169 Douglas WH. Clinical status of dentine bonding agent. Journal of Dentisty, 1989,17(5):209-215

170 al-Dawood A, Wennberg A. Biocompatibility of dentin bonding agents. Endod Dent Traumatol, 1993,9(1): 1-7

171 黄翠,程祥容,张智星,等.人深层牙本质粘结时牙髓反应的短期评价.口腔医学研究,2004,20(5):504-507

172 Rueggeberg RA, Margeson DH. The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system. Journal of Dental Research ,1990,69:1652-1658

173 Rathbun MA, Craig RG, Hanks CT, et al. cytotoxicity of a bis-GMA dental composite before and after leaching in organic solvents. Journal of Biomedical Materials Research ,1991,25:443-457

174 Hanks CT， Strawn SE， Wataha JC， et al. Cytotoxic effects of resin components on cultured mammalian fibroblasts. J Dent Res ,1991,70:1450-1455

175 Hanks CT, Wataha JC, Parsell RR, et al. Delineation of cytotoxic concentrations of two bonding agents in vitro. J Endod ,1992,18:589-596

176 Dumsha TC, Beckerman T. Pulp response to a dentin bonding system in miniature swine. Dent Mater,1986, 2(4):156-158

177 Ratanasathien S,Wataha JC,Hanks CT,et al.Cytotoxic interactive effects of dentin bonding components on mouse fibroblasts[J]. J Dent Res, 1995,74(9):1602-1606

178 Geurtsen W. Biocompatibility of resin-modified filling materials. Crit Rev Oral Biol Med, 2000,11(3):333-355

179 Bouillaguet S,Wataha JC,Virgillito M,et al.Effect of sub-lethal concentration of HEMA (2-hydroxyethyl methacrylate) on THP-1 human monocyte-macrophages invitro. Dent Mater, 2000,16(3):213-217

180 Geurtsen W,Lehmann F,Spahl W,et al.Cytotoxicity of 35 dental resin composite monomers/additives in permanent 3T3 and three human primary fibroblast cultures. Journal of Biomedical Materials Research , 1998,41(3):474-480

181 Rakich DR, Wataha JC, Lefebvre CA, et al. Effect of dentin bonding agents on the secretion of inflammatory mediators from macrophages. J Endod, 1999,25(2):114-117

182 Atsumi T, Murata J, K amiyanagi I, et al. Cytotoxicity of photosensitizers camphorquinone and 9-fluorenone with visible light irradiation on a human submandibular-duct cell line in vitro. Archives of Oral Biology, 1998,43:73-81

183 Geurtsen W, Spahl W, Muller K,et al. Aqueous extracts from dentin adhesives contain cytotoxic chemicals. J Biomed Mater Res, 1999,48(6):772-777

184 Heil J,Reifferscheid G,Waldmann P,et al.Genotoxicity of dental materials. Mutat Res, 1996,368(3-4):181-194

185 Chen RS, Liu CC, Tseng WY, et al.Cytotoxicity of three dentin bonding agents on human dental pulp cells. J Dent,2003,31(3):223-229

186 张幗,黄翠,张智星,等.牙本质粘结剂对人牙髓细胞毒性的体外研究.实用口腔医学杂志,2005,21(6):808-811

187 代慧珍,吴补领,于立君.三种树脂粘结剂体外细胞毒性研究.临床口腔医学杂志,2004,20(4):228-230

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

188 谢超,何惠明,赵信义,等.新型牙本质粘结剂体外细胞毒性研究.牙体牙髓牙周病学杂志,2005,15(2):84-87

189 张晶,张琛,刘红岩,等.五种牙本质粘结剂体外细胞毒性研究.北京口腔医学,2006,14(3)173-178

190 任邦鹏,蒋宏伟,欧阳勇,等.三种牙本质黏结剂对人牙髓细胞的细胞毒性.牙体牙髓牙周病学杂志,2006,16(11):620-623

191 Noguchi H, Sugaya T, Kato H. Treatment of vertically fractured root by cohesion. 1.Evalutions of cytotoxicity of adhesive resin cement with cultured periodontal ligament cells. Jpn J Conserv Dent, 1997, 40:1445-1452

192 Fujisawa S, Arsumi T. Cytotoxicity of a 4-META/MMA-TBBO Resin against human pulp fibroblasts. Dental Materials Journal,2004,23(2):106-108

193 Shimono M,et al.The front of Adhesive Dentistry,New clinical application of adhesive resin to restore the dental pulp. Practice in Prosthodontics, special volume Forefront of adhesive dentistry,1991:27-32

194 王嘉德,高学军.牙体牙髓病学.北京：北京大学医学出版社,2006

195 Cox CF, Bergenholtz G, Heys DR, et al. Pulp capping of dental pulp mechanically exposed to oral microflora: a 1-2 year observation of wound healing in the monkey. J Oral Pathol,1985,14 (2):156-168

196 Olmez A, Oztas N, Basak F, et al. A histopathologic study of direct pulp-capping with adhesive resins[J]. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 1998,86(1):98-103

197 Stanley HR. Pulp capping: conserving the dental pulp-can it be done? Is it worth it? Oral Surg Oral Med Oral Pathol,1989,68(5):628-639

198 Pameijer CH, Syanley HR. The disastrous effects of the "total etch" technique in vital pulp capping in primates. Am J Dent, 1998,11:(special issue)S45-54

199 Costa CA, Mesas AN, Hebling J. Pulp response to direct capping with an adhesive system. Am J Dent, 2000,13(2):81-87

200 Costa CAS, Giro EMA, Nascimento ABL, et al. Short-term evaluation of the pulpo-dentin complex response to a resin-modified glass-ionomer cement and a bonding agent applied in deep cavities. Dent Mater,2003, 19(8):739-746

201 Costa CAS, Nascimento ABL, Teixeira HM, et al. Response of human pulp following acid conditioning and application of a bonding agent in deep cavities. Dent Mater,2002,18(7):543-551

202 Cox CF, Suzuki S, Suzuki SH. Biocompatibility of dental adhesives. Journal of California Dental Association, 1995,23:35-41

203 Akimoto N, Momoi Y, Kohno A ,et al. Biocompatibility of clearfil liner bond 2 and clearfil AP-X system on nonexposed and exposed primate teeth. Quintessence International,1998,29 (3):177-188

204 Falster CA, Araujo FB, Straffon LH, et al. Indirect pulp treatment: in vivo outcomes of an adhesive resin system vs calcium hydroxide for protection of the dentin-pulp complex. Pediatr Dent,2002,24(3):241-248

205 Elbaum R, Remusat M, Brouillet JL. Biocompatibility of an enamel and dentin adhesive. Quintessence International,1992,23:773-782

206 Franquin JC, Brouillet JL. Biocompatibility of an enamel and dentin adhesive under different conditions of application. Quintessence International,1989,19:813-826

207 Cox CF, Tarim B, Kopel H, et al. Technique sensitivity biological factors contributing to clinical success with various restorative materials. Adv Dent Res,2001,15(8):85-90

208 Kitasako Y, Murray PE, Tagami J, et al. Histomorphometric analysis of dentinal bridge formation and pulpal inflammation. Quintessence Int,2002,33(8):600-608

209 陆玉，刘天佳，李秀群,等.可乐丽菲SE BOND应用于Beagles犬直接盖髓术的组织学评价.华西口腔医学杂志，2005,23（5）：438-441

210 Onoe N. Study of adhesive bonding system as a direct pulp capping agent. Japanese Journal of Conservative Dentistry,1995,37:429-436

211 Cox CF, Keall CL, Keall HJ. Biocompatibility of surface sealed dental materials against exposed pulp. Journal of Prosthetic Dentistry,1987,57:1-8

212 何惠明,谢超,赵信义,等.牙本质粘结剂对牙髓直接影响的动物实验.牙体牙髓牙周病学杂志,2005,15(2):80-83

213 Medina VO, Shinkai K, Shirono M, et al. Histopathologic study on pulp response to single -bottle and self-etching adhesive systems. Oper Dent,2002,27(4):330-342

214 Demarco FF, Tarquinio SB, Jaeger MM,et al. Pulp response and cytotoxicity evaluation of 2 dentin bonding agents. Quintessence Int, 2001,32(3):211-220

215 Fujitani M, Shibata S, Van meerbeek B, et al. Direct adhesive pulp capping: pulpal healing and ultra-morphology of the resin-pulp interface. Am J Dent,2002,15(6):395-402

216 Hebling J,Giro EM, Costa CA. Biocompatibility of an adhesive system applied to exposed human dental pulp. Journal of Endodontics ,1999,25（10):676-682

217 Costa CAS, Lopesdo Nasimento AB, Teixeira HM, et al. Response of human pulps capped with a self-etching adhesive systems[J]. Dent Mart, 2001,17(3):230-240

218 Trope M ,McDougal R, Levin L, et al. Capping the inflamed pulp under different clinical conditions. Journal of Esthetics and Restorative Dentisty,2002,14:349-357

219 Inoue T, Shimono M, Ichimura k, et al. 4-META/MMA-TBB Resin and pulp response. Jpn J Endod Assoc, 1993,14(1):34-41

220 Nakamura M, Inoue T, Shimono M. Immunohistochemical study of dental pulp applied with 4-META/MMA-TBB adhesive resin after pulpotomy. J Biomed Mater Res,2000,51:241-248

221 Miyakoshi S, Inoue T, Shimono M. Interface interactionsof 4-META/MMA-TBB resin and dental pulp. Arch Oral Biol,1994,39:147

222 Hosoya Y, Ichinose N, Inoue T, et al. Histpathological changes in dental pulp capped with 4-META/MMA-TBB resin(report 1). Jpn J Ped Dent,1997,35:401-409

223 Sugaya T, Noguchi H, Hasegawa Y, et al. Clinical evaluation of 4-META/MMA-TBB resin as a root-end sealant following apicoectomy. Jpn J Conserv Dent,2002,45:62-67

224 Sugaya T, Noguchi H, Miyaji M, et al. Prognosis of periradicular surgery using 4-META/MMA-TBB resin

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

as root-end sealant. J Dent Res,2003,82:117

225 Noguchi H, Sugaya T, Kato H. Treatment of vertically fractured root by cohesion.2.Histological evalutions on cohesion with adhesive resin cement and replantation. Jpn J Conserv Dent,1997,40:1453-1460

226 Sugaya T, Kawanami M, Noguchi H, et al. Periodontal healing after bonding treatment of vertical root fracture. Dent Traumatol, 2001, 17:174-179

227 GB/T 16175-1996 医用有机硅材料生物学评价实验方法

228 牙髓细胞的诱导与分析. 国外医学口腔医学分册,1990,17（3）：159-161

229 李玉晶.应用不同方法进行人牙髓细胞原代培养的比较研究.北京口腔医学,2005,13（3）：148-152